

Univerzita Karlova v Praze

1. lékařská fakulta

Studijní program: biomedicína

Studijní obor: lékařská biofyzika



Ing. Daniela Skibová

**Vliv korekce prostorové rozlišovací schopnosti kolimátoru
na kvalitu obrazu v perfuzní scintigrafii myokardu**

**Effect of resolution recovery on image quality
in myocardial perfusion SPECT**

Disertační práce

Školitel: prof. MUDr. Martin Šámal, DrSc.

Praha, 2013

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem svou závěrečnou práci zpracovala samostatně a že jsem řádně uvedla a citovala všechny použité prameny a literaturu. Současně prohlašuji, že práce nebyla využita k získání jiného nebo stejného titulu.

Souhlasím s trvalým uložením elektronické verze mé práce v databázi systému mezi-univerzitního projektu Theses.cz za účelem soustavné kontroly podobnosti kvalifikačních prací.

V Praze, 19.5.2013

Daniela Skibová

Identifikační záznam

SKIBOVÁ, Daniela. *Vliv korekce prostorové rozlišovací schopnosti kolimátoru na kvalitu obrazu v perfuzní scintigrafii myokardu. [Effect of resolution recovery on image quality in myocardial perfusion SPECT]*. Praha, 2013, 136 s., 0 příl. Disertační práce. Univerzita Karlova v Praze, 1. lékařská fakulta, Ústav nukleární medicíny VFN a 1.LF UK. Školitel Šámal, Martin.

Poděkování

Na tomto místě bych ráda poděkovala především svému školiteli, prof. MUDr. Martinu Šámalovi, DrSc, za návrh aktuálního tématu, metodické vedení a v neposlední řadě za trpělivost, kterou se mnou měl při vedení této disertační práce. Dále bych chtěla poděkovat své kolegyni RNDr. Olze Novákové, CSc. za její velmi cenné připomínky.

Zároveň bych chtěla vyjádřit své poděkování všem svým kolegům Ústavu nukleární medicíny 1.LF UK a VFN v Praze, kteří mi pomohli při snímání a vyhodnocení dat v klinické části práce.

Jsem velmi vděčná svému manželovi bez jehož podpory by tato práce zcela jistě nevznikla.

Daniela Skibová

Obsah

Seznam použitých zkratk	8
--------------------------------	----------

Abstrakt	11
-----------------	-----------

Kapitola 1: Úvod	13
-------------------------	-----------

Kapitola 2: Cíle práce	15
-------------------------------	-----------

Teoretická část

Kapitola 3: Současný stav problematiky	16
---	-----------

3.1. Princip perfuzní scintigrafie myokardu	16
--	-----------

3.2 Technický vývoj perfuzní scintigrafie myokardu	17
---	-----------

3.2.1 Planární scintigrafie	17
-----------------------------	----

3.2.2 EKG-hradlované vyšetření	18
--------------------------------	----

3.2.3 Perfuzní jednofotonová emisní scintigrafie (SPECT) myokardu	18
---	----

3.2.4 Jednouúčelové scintilační kamery pro perfuzní SPECT myokardu	19
--	----

3.2.5 Rekonstrukční algoritmy	23
-------------------------------	----

3.3 Fyzikální vlivy zobrazení v perfuzní SPECT myokardu	26
--	-----------

3.3.1 Zeslabení záření a jeho korekce	26
---------------------------------------	----

3.3.1.1 Fyzikální princip zeslabení	26
-------------------------------------	----

3.3.1.2 Korekce zeslabení fotonů	27
----------------------------------	----

3.3.2 Rozptyl záření	30
----------------------	----

3.3.2.1 Fyzikální princip rozptylu záření	30
---	----

3.3.2.2 Korekce rozptylu fotonů	31
---------------------------------	----

3.3.3 Efekt částečného objemu a jeho korekce	34
--	----

3.3.3.1 Prostorová rozlišovací schopnost SPECT kamery	34
---	----

3.3.3.2 Vzorkování obrazu	36
---------------------------	----

3.3.3.3 Korekce efektu částečného objemu	37
--	----

3.3.4 Odezva systému kolimátor-detektor	40
---	----

3.3.4.1 Vnitřní odezva detektoru	40
----------------------------------	----

3.3.4.2 Geometrická odezva kolimátoru	41
---------------------------------------	----

3.3.4.3 Průnik záření septy kolimátoru a rozptyl záření na septech kolimátoru	41
---	----

3.3.4.4 Korekce odezvy systému kolimátor-detektor	44
---	----

Experimentální část

Kapitola 4: Metody	45
4.1 Záznam a zpracování obrazů	45
4.1.1 Scintilační kamera SPECT/CT	45
4.1.2 Korekce prostorové rozlišovací schopnosti kolimátoru	48
4.2 Fantomové studie	49
4.2.1 Tříčárový fantom NEMA	49
4.2.2 Jaszczakův fantom	50
4.2.2.1 Kontrast objektu	52
4.2.2.2 Relativní kvantifikace	53
4.2.2.3 Absolutní kvantifikace	54
4.2.2.4 Simulace studií s delší akviziční dobou	56
4.2.2.5 Vliv post-rekonstrukčního filtru	57
4.2.2.6 Porovnání rekonstrukčních algoritmů	58
4.2.3 Fyzikální fantom srdce	58
4.3 Klinické studie perfuzní scintigrafie myokardu	60
4.3.1 Soubor pacientů a vyšetřovací protokol	60
4.3.2 Akvizice a rekonstrukce dat	61
4.3.3 Vyhodnocení klinických dat	62
4.4 Statistické vyhodnocení výsledků	63
4.4.1 Fantomové studie	63
4.4.2 Klinické studie	63
Kapitola 5: Výsledky	64
5.1 Fantomové studie	64
5.1.1 Tříčárový fantom NEMA	64
5.1.2 Jaszczakův fantom	67
5.1.2.1 Kontrast objektu	67
5.1.2.2 Relativní kvantifikace	71
5.1.2.3 Absolutní kvantifikace	76
5.1.2.4 Simulace studií s delší akviziční dobou	81
5.1.2.5 Vliv post-rekonstrukčního filtru	85
5.1.2.6 Porovnání rekonstrukčních algoritmů	90
5.1.3 Fyzikální fantom srdce	93

5.2 Klinické studie perfuzní scintigrafie myokardu	94
5.2.1 Porovnání IR-RR a FBP se stejným časem na jednu projekci	94
5.2.2 Porovnání IR-RR s nestejným časem na jednu projekci	104
Kapitola 6: Diskuze	114
6.1 Fantomové studie	114
6.1.1 Kvalita obrazu	114
6.1.2 Reprodukce aktivity	119
6.1.3 Vliv post-rekonstrukčního filtru	121
6.2 Klinické studie	124
Kapitola 7: Závěr	127
Literatura	130

Seznam použitých zkratk a symbolů

0A	studie s nulovou aktivitou koule
0,3A	studie s poměrem 0,28 mezi aktivitou v kouli a pozadí
0,6A	studie s poměrem 0,58 mezi aktivitou v kouli a pozadí
1. LF	1. lékařská fakulta
2D	dvourozměrný prostor
A	aktivita zdroje ke stanovení citlivosti SPECT kamery
AC	korekce na zeslabení (attenuation correction)
ACSC	korekce na zeslabení a rozptyl (attenuation correction, scatter correction)
A_p	objemová aktivita pozadí
A_k	objemová aktivita koule
$A_{MER,ki}$	změřená objemová aktivita koule o průměru i
$A_{MER,p}$	změřená objemová aktivita pozadí
$A_{MER,m}$	změřená objemová aktivita fantomu simulující myokard
$A_{SKUT,ki}$	skutečná objemová aktivita koule o průměru i
$A_{SKUT,p}$	skutečná objemová aktivita pozadí
$A_{SKUT,m}$	skutečná objemová aktivita fantomu simulující myokard
B	vzrůstový faktor (build-up factor)
C	citlivost SPECT kamery
CDR	odezva systému kolimátor-detektor (collimator-detector response)
CDRF	funkce odezvy systému kolimátor-detektor (collimator-detector response function)
CT	počítačová tomografie (computed tomography)
ČMI	Český metrologický institut
DF	korekční faktor na radioaktivní přeměnu (decay factor)
ECTbox	Emory Cardiac Toolbox
EF	ejekční frakce (ejection fraction)
EDV	objem na konci diastoly (end-diastolic volume)
EKG	elektrokardiograf
ESV	objem na konci systoly (end-systolic volume)
FBP	filtrovaná zpětná projekce (filtered back projection)
FDR	frequency-distance relationship
FT	Fourierova transformace
FWHM	šířka profilu v polovině maxima (full width at half maximum)
FWTM	šířka profilu v desetině maxima (full width at tenth maximum)
GRF	funkce geometrické odezvy kolimátoru (geometric response function)
HU	Hounsfieldovy jednotky (Hounsfield unit)

I	četnost impulzů
I_{ref}	referenční snímek bez pacienta
I_{trans}	transmisní snímek s pacientem
IR	iterativní rekonstrukce (iterative reconstruction)
IR-RR	iterativní rekonstrukce s RR
IRF	funkce vnitřní odezvy detektoru (intrinsic response function)
keV	kiloelektronvolt
K_{ki}	kontrast koule o průměru i
LEHR	kolimátor s vysokým rozlišením (low energy high resolution)
MLEM	maximum likelihood expectation maximization
NaI(Tl)	iodid sodný obohacený thaliem
NC	rekonstrukce bez korekce na zeslabení a rozptyl (no correction)
NEMA	National Electrical Manufacturers Association
N_{ki}	průměrný počet impulzů na 1 pixel v oblasti koule o průměru i
N_{kmi}	průměrný počet impulzů na 1 pixel ve zmenšené oblasti koule o průměru i
N_{p}	průměrný počet impulzů na 1 pixel v oblasti pozadí
$N_{\text{ROI1-ROI2}}$	průměrný počet impulzů na 1 pixel v oblasti fantomu simulující myokard
OSEM	ordered subset expectation maximization
P_i	poměr počtu impulzů ve zmenšené oblasti koule a počtu impulzů pozadí
ROI	oblast zájmu (region of interest)
RR	korekce prostorové rozlišovací schopnosti kolimátoru (resolution recovery)
R^2	koeficient determinace
SD_A	směrodatná odchylka A
$SD_{\text{AMER,ki}}$	směrodatná odchylka $A_{\text{MER,ki}}$
$SD_{\text{AMER,p}}$	směrodatná odchylka $A_{\text{MER,p}}$
SD_C	směrodatná odchylka C
SD_I	směrodatná odchylka I
SD_{ki}	směrodatná odchylka K_{ki}
SD_{Nki}	směrodatná odchylka N_{ki}
SD_{Nkmi}	směrodatná odchylka N_{kmi}
SD_{Np}	směrodatná odchylka N_{p}
SD_{Pi}	směrodatná odchylka P_i
SPECT	jednofotonová emisní tomografie (single photon emission computed tomography)
SPRF	septal penetration response function
SSRF	septal scatter response function
SRS	sumační rest skóre (summed rest score)
SSS	sumační stress skóre (summed stress score)

TID	tranzitorní ischemická dilatace levé komory (transient ischemic dilatation)
T_Z	čas snímání na jednu projekci zátěžového vyšetření
T_K	čas snímání na jednu projekci klidového vyšetření
$T_{Z/2}$	poloviční čas snímání na jednu projekci zátěžového vyšetření
$T_{K/2}$	poloviční čas snímání na jednu projekci klidového vyšetření
ÚNM	Ústav nukleární medicíny
UK	Univerzita Karlova
VFN	Všeobecná fakultní nemocnice v Praze
vx	voxel

Abstrakt

Cíle: Algoritmus s korekcí prostorové rozlišovací schopnosti kolimátoru (IR-RR) je v současné době prezentován jako nástroj vedoucí ke zvýšení kvality SPECT snímků. Cílem předkládané práce bylo posoudit vliv rekonstrukce IR-RR v perfuzní scintigrafii myokardu.

Metody: Fantomové i klinické studie byly provedeny SPECT-CT kamerou Infinia/Hawkeye (GE Healthcare). Dle NEMA doporučení byl nasnímán tříčárový NEMA fantom. Fantom se studenými lézemi a fyzikální fantom srdce byl nasnímán za podmínek klinické praxe (postavení detektorů 90°, 60 projekcí, kruhová dráha) a rekonstruován IR-RR (Evolution for Cardiac, GE, 12 iterací a 10 subsetů), OSEM (ordered subset expectation maximization, 2 iterace a 10 subsetů) a FBP (filtered back projection). Rekonstrukce IR-RR a OSEM byly použity s a bez korekce na zeslabení a rozptyl (ACSC). Byl hodnocen vliv post-rekonstrukčního filtru. V klinických studiích byly použity dva typy studií (s plným a polovičním časem na projekci). Studie s plným časem (20s na projekci u zátěžového a 25s u klidového vyšetření) byly rekonstruovány FBP a IR-RR; studie s polovičním časem (10s na projekci u zátěžového a 12s u klidového vyšetření) byly rekonstruovány IR-RR. Dvěma typy softwaru byly stanoveny parametry: end-diastolický objem (EDV), end-systolický objem (ESV) a ejekční frakce levé komory srdeční (EF).

Výsledky: Ve fantomových studiích bylo s IR-RR získáno lepší prostorové rozlišení (až o 40%) v porovnání s OSEM. U fantomu se studenými lézemi vykazují studie rekonstruované IR-RR zlepšení kontrastu v porovnání s OSEM, stejné výsledky jako s IR-RR byly dosaženy s FBP. Použitím korekce AC či ACSC v IR-RR (i OSEM) byl získán nižší kontrast než v případě rekonstrukcí bez AC či ACSC. Nejlepší výsledky byly získány s post-rekonstrukčním filtrem Butterworth s mezní frekvencí 0,4 cykl/cm a řádem 10. V klinických studiích byla nalezena vysoká korelace mezi IR-RR (s plným i polovičním časem na projekci) a FBP, avšak statisticky významné rozdíly u EDV a ESV. U EF statisticky významné rozdíly pozorovány nebyly.

Závěr: IR-RR vykazuje lepší kvalitu obrazu v porovnání s OSEM a je doporučována pro perfuzní scintigrafii myokardu. K získání obrazu o vysoké kvalitě je však nutno dodržet standardní dobu snímání.

Klíčová slova: Perfuzní scintigrafie myokardu, Korekce prostorové rozlišovací schopnosti kolimátoru, Kvalita obrazu, Kvantifikace.

Abstract

Objectives: Resolution recovery algorithms (IR-RR) were recently proposed as tools to improve quality of SPECT images through better resolution. The aim of the presented study was to investigate the effect of IR-RR on myocardial perfusion SPECT studies.

Methods: Phantom and clinical studies were performed using SPECT-CT Infinia/Hawkeye (GE Healthcare). NEMA triple line phantom was scanned according to NEMA procedures. Cold sphere and cardiac phantom were scanned under clinical conditions (90⁰-angled detectors, 60 views and circular orbit) and reconstructed via IR-RR (Evolution for Cardiac, GE, 12 iterations and 10 subsets), OSEM (ordered subset expectation maximization, 2 iterations and 10 subsets) and FBP (filtered back projection). IR-RR and OSEM reconstructions were used with/without attenuation and scatter correction (ACSC). The effect of post-reconstruction filtering was evaluated. In clinical studies two data-sets were used (half-time and full-time). Conventional scan using full-time (20 sec per stress projection and 25 sec per rest projection) was reconstructed via FBP and IR-RR; half-time scan (10 sec stress, 12 sec rest studies) was reconstructed via IR-RR. End-diastolic volume (EDV), end-systolic volume (ESV) and left ventricular ejection fraction (EF) were calculated using two software methods.

Results: In phantom study, IR-RR provided better (up to 40%) spatial resolution than OSEM. The cold sphere phantom studies demonstrated that IR-RR had slightly improved contrast compared to OSEM, but comparable to that of FBP. IR-RR (and OSEM) with AC or ACSC showed lower contrast of cold sphere compared to reconstruction without AC or ACSC. The best results were obtained by Butterworth post-filter of order 10 with cutoff frequency 0,4 cycles/cm. In the clinical studies, highly significant correlation was observed between IR-RR (full-time and half-time) and FBP, however, statistically significant differences were measured in the mean values of EDV and ESV. No statistically significant differences were reported for EF.

Conclusions: IR-RR produced better image quality compared to that of OSEM and is thus recommended for myocardial perfusion SPECT studies. However, in order to get high image quality, the full-time has to be maintained.

Key words: Myocardial perfusion scintigraphy, Resolution recovery, Image quality, Quantification

Kapitola 1: Úvod

Kardiovaskulární choroby se v dnešní době řadí mezi nejčastější příčinu úmrtí v evropské populaci ve věku 65-84 let, přičemž 41% má na svědomí ischemická choroba srdeční. Z vysoké incidence a mortality onemocnění vyplývá potřeba prevence, včasné diagnostiky a účinné léčby [BOM12]. V posledních 20-ti letech se jedním z nejužitečnějších diagnostických nástrojů ischemické choroby srdeční stala perfuzní scintigrafie myokardu. Na rozdíl od anatomických informací o stupni zúžení koronární tepny získaných invazivní rentgenovou koronarografií, poskytuje perfuzní scintigrafie myokardu neinvazivně informace o dopadu koronární stenózy na dodávku krve do myokardu [MYS00]. Jedná se o zobrazovací funkční vyšetření, při kterém se hodnotí distribuce radiofarmaka v myokardu, přičemž stupeň lokální akumulace radiofarmaka je úměrný místní perfuzi myokardu [KAM03].

Perfuzní scintigrafie myokardu je zatížena řadou problémů. Mezi nejvýznamnější patří vliv zeslabení fotonů a jejich rozptyl, Poissonův šum, malé rozlišení obrazu vlivem kolimátoru atd. K získání uspokojivého obrazu je potřeba relativně dlouhá doba snímání (15 – 20 minut), a to jak při zátěžovém, tak při klidovém vyšetření [SLO09]. Takto dlouhá doba zvyšuje riziko pohybu pacienta a tím vzniku pohybových artefaktů ve výsledném snímku. Vzhledem k rostoucím počtům vyšetření v poslední době nabývají tyto skutečnosti na významu stejně jako rostoucí radiační zátěž pacientů [VAL10]. Proto se intenzivně hledají cesty, jak zvýšit kvalitu zobrazení perfuze myokardu, snížit radiační zátěž vyšetření a zkrátit dobu snímání projekcí na minimum [MAR11].

V posledních několika letech prošla nukleární kardiologie bouřlivým vývojem, který probíhá v několika směrech. Do klinické praxe jsou zaváděny nové typy detekčních přístrojů [TRA11], nové akviziční protokoly a také rekonstrukční a vyhodnocovací výpočetní programy [SLO09]. Nukleární kardiologie je první aplikací nukleární medicíny, kde se v širším měřítku začaly využívat polovodičové detektory. Rotační pohyb kamery kolem pacienta byl v některých případech nahrazen pohybem kolimátoru, jehož konstrukce se v porovnání s paralelním kolimátorem odlišuje. Tento technický vývoj vedl ke konstrukci malých kompaktních kamer, které postupně pronikají do klinické praxe [TRA11].

Značný pokrok byl zaznamenán i u iterativních rekonstrukčních algoritmů, které se staly běžně dostupnými a umožňují výrazné zkrácení akvizičního času (až na pouhé 2 minuty) bez snížení diagnostické kvality snímků. Tento způsob vyšetření vede především ke zlepšení komfortu pacienta při vyšetření, snižuje riziko pohybových artefaktů a zároveň umožňuje zvýšit počet vyšetřených pacientů [SLO09].

Iterativní algoritmy umožňují zahrnout korekce nepříznivých fyzikálních vlivů a vad zobrazení do rekonstrukčního procesu. Tím umožňují zlepšit kvalitu a zpřesnit interpretaci snímků. Na rozdíl od nových detekčních technik mohou být implementovány do stávajících zobrazovacích systémů. Korekci na zeslabení a rozptyl bylo v posledních 15 letech věnováno velké úsilí a dnes se v klinické praxi běžně používá. Naopak problematikou korekce prostorové rozlišovací schopnosti kolimátoru v nukleární kardiologii se první práce začaly objevovat teprve před 5-ti lety [MAD07]. Je to dáno značným rozvojem v informačních technologiích, který umožnil rychlejší průběh rekonstrukcí a praktické využití teoretických a experimentálních studií z předchozích let.

V české odborné literatuře neexistuje práce, která by souborně hodnotila vliv korekce prostorové rozlišovací schopnosti kolimátoru (v anglické literatuře označované jako "resolution recovery" - RR) na kvalitu obrazu a přesnost kvantitativních výsledků perfuzní scintigrafie myokardu. Vzhledem k tomu, že perfuzní SPECT myokardu je nejčastějším vyšetřením SPECT vůbec a navíc se zvýšila dostupnost možnost provedení RR na moderních detekčních přístrojích, zvolila jsem si za cíl své disertační práce hodnocení vlivu korekce prostorové rozlišovací schopnosti kolimátoru v experimentu s fyzikálními fantomy a ve vybraných klinických studiích.

Kapitola 2: Cíle práce

Cílem disertační práce je přispět ke zvýšení kvality perfuzní scintigrafie myokardu objektivním posouzením přínosu korekce prostorové rozlišovací schopnosti kolimátoru (RR) a formulací doporučení pro klinickou praxi.

K dosažení tohoto cíle je třeba splnit následující dílčí kroky:

- Vyhodnotit současný stav optimalizace perfuzní scintigrafie myokardu.
- Provést teoretickou analýzu korekcí fyzikálních vlivů ve SPECT zobrazení.
- Navrhnout metodiku hodnocení RR SPECT zobrazení v experimentálních a klinických studiích.
- Provést a vyhodnotit systematická experimentální měření vlivu RR.
- Vyhodnotit vliv RR na klinických datech s ohledem na možné ovlivnění diagnostických parametrů standardně využívaných v klinice.
- Formulovat doporučení pro použití RR v perfuzní scintigrafii myokardu v klinické praxi.

Teoretická část

Kapitola 3: Současný stav problematiky

3.1. Princip perfuzní scintigrafie myokardu

Intravenózně podané radiofarmakum se vychytává v myokardu v závislosti na jeho prokrvení. Předpokladem je, že myokardiální buňka má zachovanou schopnost vychytávat radiofarmakum dle principu "čím větší nabídka (průtok), tím vyšší akumulace (aktivita)". V poškozené myokardiální buňce ani v jizevnaté fibrózní tkáni (např. po infarktu myokardu) k akumulaci radiofarmaka nedochází. [KUP07].

Na konci 80. let a začátkem 90. let 20. století byly vyvinuty a do klinické praxe zavedeny dvě látky značené ^{99m}Tc , které měly výrazný vliv na další rozvoj perfuzní scintigrafie myokardu:

- ^{99m}Tc -sestamibi (Methoxyisobutylisonitril, MIBI),
- ^{99m}Tc -tetrofosmin

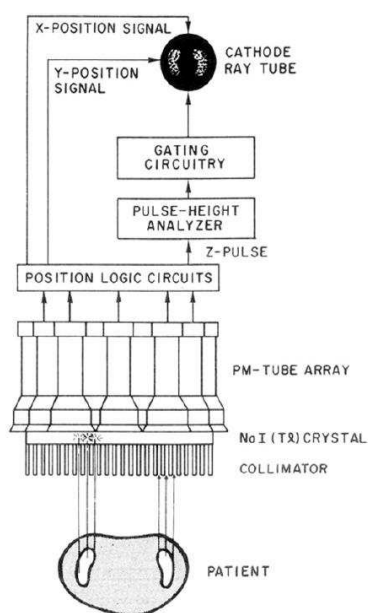
Počáteční distribuce těchto látek je úměrná distribuci krevního průtoku v myokardu. Myokardiální distribuce MIBI a tetrofosminu je relativně konstantní po několik hodin. Znamená to, že distribuce myokardiálního průtoku v době aplikace radiofarmaka zůstává, obrazně řečeno, "zmrazena" a může být zobrazena a vyšetřena během několika dalších hodin. Z toho vyplývá, že pro posouzení myokardiálního průtoku při zátěži a v klidu jsou nutné dvě samostatné aplikace radiofarmaka v časovém odstupu [KUP07].

Vyšetření perfuze myokardu se provádí v klidu a při zátěži. Fyzická zátěž se nejčastěji provádí na bicyklovém ergometru, event. na běhacím pásu. Metodika provedení je shodná s klasickým EKG-zátěžovým ergometrickým testem, kde musí být dosaženo dostatečné zátěže. Alternativou fyzické zátěže je farmakologická zátěž [KUP07]. Cílem vyšetření je posoudit kvalitu perfuze myokardu a popsat rozsah a závažnost perfuzních defektů v klidu a při zátěži.

3.2 Technický vývoj perfuzní scintigrafie myokardu

3.2.1 Planární scintigrafie

K zobrazení perfuzní scintigrafie myokardu se běžně používají scintilační sestroje podle prototypu, který v roce 1957 navrhl a realizoval Hal Anger (viz obrázek 3.2). Základ Angerovy kamery tvoří scintilační krystal NaI(Tl) – jodid sodný aktivovaný thaliem. Každý foton záření gama absorbovaný v krystalu vyvolá v krystalu scintilační záblesk (scintilaci). Scintilace jsou snímány soustavou fotonásobičů, které záblesky převádějí na elektrické impulzy, které můžeme dále zpracovávat v elektrických obvodech. Pro vznik obrazu je nutné provést kolimaci záření. Kolimace je dosažena olověnou deskou - kolimátorem, umístěným před detektorem. Kolimátor je osazen velkým množstvím malých otvorů, které umožní průchod pouze fotonům záření gama směřujícími ve směru osy otvorů. Ostatní fotony, které se nepohybují ve směru osy otvorů, jsou pohlceny olověnými přepážkami mezi otvory – septy. Kolimátor tak vytváří rovinnou projekci distribuce radiofarmaka do roviny scintilačního detektoru.

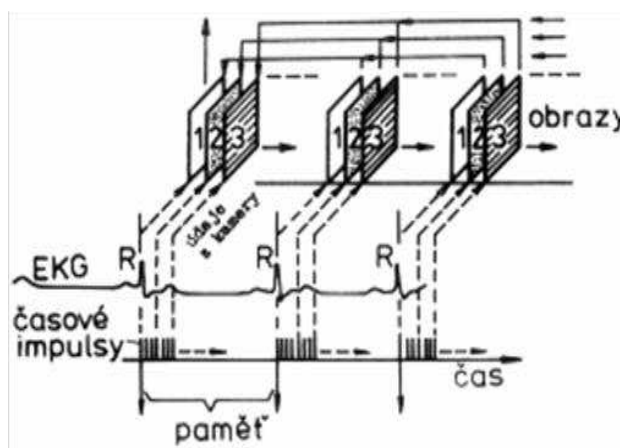


Obrázek 3.2: Schéma Angerovy kamery [MAD07].

V současných scintilačních kamerách se dosud nejčastěji využívá scintilační krystal NaI(Tl). Během vývoje se však postupně zvýšil počet fotonásobičů (z původních 7 na dnešních 55 a více na jeden detektor). Zlepšilo se také osazení fotonásobičů ke krystalu a elektronické obvody určující místo scintilace. Tato vylepšení vedla ke zpracování vyšší četnosti impulzů a zlepšení prostorové rozlišovací schopnosti. Moderní scintilační kamera má detektor o rozměru cca 40x55 cm, energetickou rozlišovací schopnost pro ^{99m}Tc kolem 9,5% a vnitřní prostorovou rozlišovací schopnost 3,8 mm [TRA11].

3.2.2 EKG-hradlované vyšetření

Velkým přínosem pro nukleární kardiologii bylo zavedení EKG-hradlovaného (synchronizovaného, intervalového) záznamu dat, které je řízeno externím synchronizačním signálem z přístroje EKG (viz obrázek 3.3). Výsledkem je obraz perfuze myokardu v průběhu jednoho průměrného srdečního cyklu (od end-diastoly přes end-systolu po end-diastolu dalšího srdečního cyklu). Technika hradlovaného SPECT umožňuje současně posoudit perfuzi myokardu i funkci levé komory během jednoho vyšetření [KAM03].



Obrázek 3.3: Princip EKG-hradlovaného snímání. Vlna R na EKG spouští snímání obrazů, počítač změří průměrný R-R interval a rozdělí ho na požadovaný počet subintervalů o délce Δt . Impulzy odpovídající počátku srdečního cyklu v intervalu $0 - \Delta t$ vytvářejí první snímek v paměti počítače. Impulzy zaznamenané v době $\Delta t - 2\Delta t$ vytvářejí druhý snímek atd. Stejným způsobem se rozdělí doba trvání dalšího srdečního cyklu, jehož začátek signalizuje počítači další R-vlna z EKG. Tento proces se mnohokrát opakuje [MYS00].

3.2.3 Perfuzní jednofotonová emisní scintigrafie (SPECT) myokardu

Planární zobrazení dominovalo v nukleární kardiologii přibližně do roku 1990. Nevýhodou planárního zobrazení je skutečnost, že se zobrazuje pouze průmět tkání uložených v různých hloubkách. Nízký kontrast obrazu při planárním zobrazování je způsoben superpozicí impulsů pocházejících z tkání, které se nacházejí nad zájmovou oblastí a pod ní [MYS00].

Tomografické zobrazení umožňuje rozlišit patologické procesy ve tkáních, které není možné vidět na planárních snímcích, protože jsou „stíněny“ aktivitou radiofarmaka nacházejícího se v okolních tkáních. V porovnání s planární scintigrafií je základním přínosem tomografického zobrazení překonání projekční superpozice tkání, zvýšení kontrastu a v jejich důsledku možnost přesnější kvantifikace obrazového signálu [MYS00], [TRA11].

Tomografické zobrazení vyvinuli v roce 1963 Kuhl a Edward. V roce 1966 byla Angerem vyvinuta a firmou Nuclear-Chicago Corporation vyrobena první tomografická kamera [TRA11].

Tomografické zobrazení ve scintigrafii se označuje jako SPECT (zkratka z anglického názvu Single Photon Emission Computed Tomography). Vzhledem k jeho přínosu pro zobrazení perfuze myokardu se dnes perfuzní scintigrafie myokardu provádí výhradně jako perfuzní SPECT myokardu. Později byla do kliniky nukleární medicíny zavedena další forma emisní tomografie označovaná jako PET (pozitronová emisní tomografie). V nukleární kardiologii se využívá pro vyšetření tzv. viability myokardu a pro kvantitativní vyšetření perfuze myokardu. Pomocí PET je možné stanovit "absolutní" průtok myokardem v jednotkách např. ml/min/ml nebo ml/min/mg tkáně. Výhodou PET je vyšší citlivost, rozlišovací schopnost a možnost kvantifikace. Nevýhodou je vysoká cena a radiační zátěž. Vzhledem k tomu, že se problematika zobrazení pozitronovou emisní tomografií od jednofotonové emisní tomografie SPECT značně liší a také proto, že v klinice nukleární kardiologie nejen v České republice zcela dominuje SPECT, problematika zobrazení PET není předmětem této disertační práce.

Přestože má zobrazení SPECT v porovnání s planárním zobrazením nižší prostorové rozlišení a je zatíženo specifickými artefakty, umožňuje diagnostikovat ischemickou chorobu srdeční přesněji než planární scintigrafie. V současnosti se pro SPECT myokardu nejvíce využívají SPECT kamery se 2 detektory, které jsou nastaveny v úhlu 90° . Při rotaci kolem pacienta v úhlu 180° z pravé přední šikmé projekce (RAO 45°) do levé zadní šikmé projekce (LPO 45°) se zaznamenává 32 – 64 planárních projekcí, z nichž se pak počítačovou rekonstrukcí vytvářejí tomografické obrazy vyšetřovaného myokardu [KAM03].

3.2.4 Jednouúčelové scintilační kamery pro perfuzní SPECT myokardu

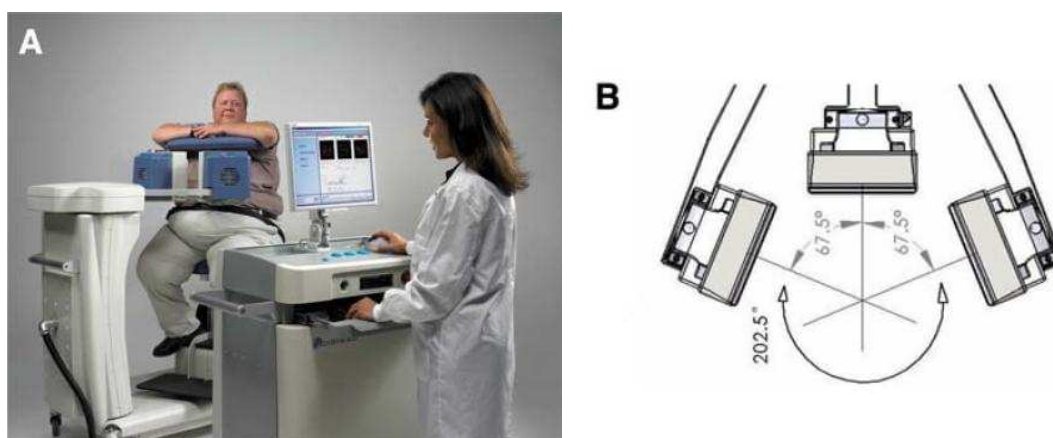
V poslední době výrobci vyvinuli velké úsilí k vytvoření nových scintilačních kamer určených výhradně pro potřeby nukleární kardiologie. Tyto kardiologické kamery mají větší citlivost než běžné SPECT kamery a lze s nimi získat vyšší kvalitu obrazu i jeho rozlišení. Zvýšení citlivosti detektoru se odrazí také ve snížení času potřebného k provedení vyšetření s dostatečnou statistikou impulzů ve výsledném obraze. Tento efekt vede ke zvýšení počtu pacientů vyšetřených na kameře ve srovnání se standardní SPECT kamerou, a také ke snížení rizika pohybu pacienta během vyšetření. Samozřejmě se pak snížením doby vyšetření zvyšuje i komfort pacienta během vyšetření, neboť se výrazně zkrátí doba, po kterou pacient setrvává v poloze s rukama za hlavou [SLO09].

Nové jednouúčelové kardiologické kamery mají menší detektory než současné kamery pro SPECT (viz obrázek 3.4). Menší rozměry detektoru umožňují více se přiblížit k tělu pacienta a jsou flexibilnější při správném nastavení pozice detektoru vůči myokardu. V porovnání se současnými standardními SPECT kamerami na bázi Angerovy kamery mají nové kardiologické kamery nejen jiné typy detektorů, ale také odlišný způsob kolimace a prostorové lokalizace signálu [MAD07].



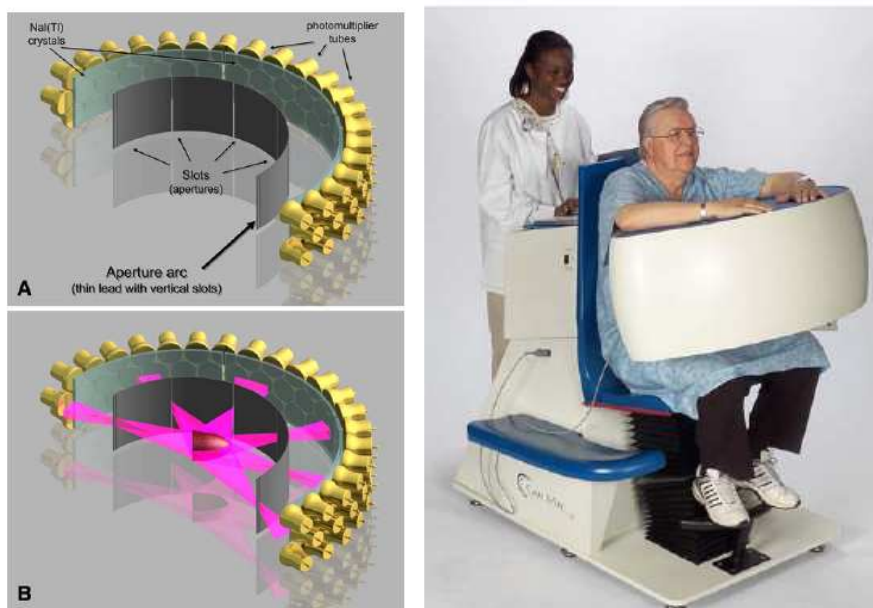
Obrázek 3.4: Příklad speciální kardiologické kamery c. cam (Siemens) s malými rozměry detektoru. [WWW04].

Namísto klasického NaI(Tl) scintilačního krystalu se využívá jiný scintilační krystal, zpravidla CsI(Tl) ve spojení s fotodiodami, např. gamma kamera Cardius XPO (viz obrázek 3.5). Záměnou fotonásobičů za fotodiody lze s krystalem CsI(Tl) získat o 18% vyšší luminiscenční účinnost ve srovnání s NaI(Tl) [MAD07]. Většina kardiologických kamer používá místo scintilačního detektoru polovodičové detektory. Nejvíce se využívá kombinace materiálu kadmium-zinek-tellur (CZT). Polovodič konvertuje záření gama přímo na elektrický signál bez mezikroku ultrafialových fotonů jako v případě NaI(Tl). Například při absorpci záření gama o energii 140 keV (^{99m}Tc) vznikne v krystalu NaI(Tl) 5600 světelných fotonů, které jsou následně konvertovány na 700 fotoelektronů. Elektrický signál musí být poté zesílen soustavou fotonásobičů. Naproti tomu při interakci záření gama o stejné energii v polovodičovém detektoru CZT je energie konvertována přímo na 30 000 elektron-děrových párů. To vede nejen ke zvýšení citlivosti detektoru (2,2-4,7 kcps pro CZT místo 0,5-0,7 kcps pro NaI(Tl)), ale také se zvyšuje energetická rozlišovací schopnost kamery (5,7% pro CZT versus 9-10% pro NaI(Tl)) [NIC09].



Obrázek 3.5: Kardio-kamera Cardius XPO (firma Digirad, INC, Poway, CA). Při vyšetření sedí pacient na otáčející se židli a má ruce umístěné nad detektory (A). Cardius 3 XPO je 3 detektorová kamera, jejíž jednotlivé detektory jsou vůči sobě nastaveny v úhlu $67,5^\circ$ (B). Každý detektor má velikost 21,2 x 15,8 cm a obsahuje 768 krystalů CsI(Tl) o velikosti 6,1 x 6,1 x 6 mm. [SLO09].

Pro klinickou praxi má zlepšení energetické rozlišovací schopnosti velký význam. Projekce získané s 5-6% energetickou rozlišovací schopností obsahují méně rozptýlených fotonů. Tím se jednak zvýší kontrast obrazu, ale také selepší schopnost rozpoznat v myokardu oblasti se sníženou perfuzí (vyznačující se nižším počtem impulzů) vůči oblastem s normálním prokrvením [NIC09].



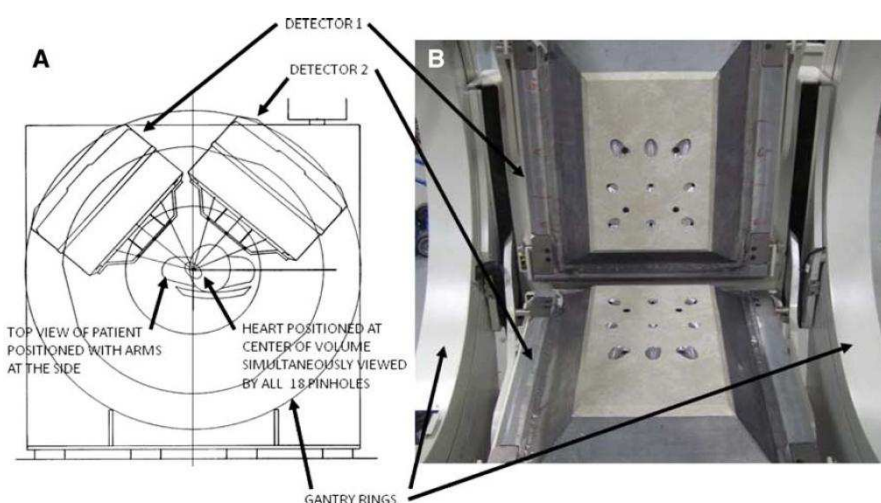
Obrázek 3.6: SPECT kamera CardiArc™, Canton, MI. Detektor tvoří 3 NaI(Tl) krystaly zakřivenými do 180° oblouku. Krystal je osazen 60 fotonásobiči ve 3 řadách. Rotující kolimátor je vytvořen z tenkého olověného plátu, ve kterém se nachází 6 úzkých vertikálních štěrbin (A). Tato konstrukce umožňuje snímat srdce z více úhlů najednou (B). Kolimátor během vyšetření získává data z 1280 projekcí (0,14° na projekci), což je asi 21x více než lze získat běžnou SPECT kamerou (3°-6° na projekci) [SLO09], [TRA11].

Současné SPECT kamery stále využívají paralelní kolimátor, jehož konstrukce se od začátku použití SPECT kamer (počátek 80. let minulého století) výrazně nezměnila. Vzhledem k malé citlivosti paralelního kolimátoru (při interakci 5000 fotonů záření gama, projde paralelním kolimátorem pouze jeden foton, který je absorbován v detektoru) jsou hledány nové způsoby kolimace, například kolimátor tvořený olověným plátem se štěrbinami (obrázek 3.6) nebo rotující kolimátor (obrázek 3.7). Tyto konstrukce umožňují snímat srdce z více úhlů najednou, čímž se značně zvyšuje účinnost detekce [SLO09], [TRA11].



Obrázek 3.6: Kardiologická kamera D-SPECT Spektrum Dynamics, Caesarea, Izrael. Detektor tvoří 9 vertikálních sloupců, které zabírají 90° geometrii. Jeden sloupec o rozměrech 40 x 160 mm obsahuje 1024 CZT elementů (o rozměrech 2,46x2,46x5mm) uložených v 16x64 polích. Ke každému sloupci elementů náleží paralelní rotující kolimátor z wolframu. Otvory v kolimátoru ve srovnání s běžným LEHR kolimátorem (průměr 1,6 mm a délka 44 mm) mají větší průměr (2,26 mm), ale jsou kratší (24,5 mm). Díky této konstrukci lze čas vyšetření snížit na 4 minuty v zátěži a 2 minuty v klidu (běžné SPECT vyšetření trvá 16 minut v zátěži a 12 minut v klidu) [TRA11], [WWW05].

Zajímavým technickým řešením pro stávající SPECT kamery s velkými detektory je konstrukce multi-pinhole kolimátoru (viz obrázek 3.8). Firma Eagle Heart Imaging (Westminster, Colorado) nabízí program MP-SPECTTM, což je zavedení algoritmu multi-pinhole kolimátoru v komerčním výpočetním programu Emory Toolbox. Multi-pinhole kolimátor umožňuje získat, ve srovnání s paralelním kolimátorem, více projekcí najednou bez nutnosti pohybu detektoru, kolimátoru či pacienta. Tato skutečnost vede ke zvýšení citlivosti. Na druhé straně projekce získané jen z určitého omezeného úhlu mohou vést k artefaktům ve výsledném obraze. Také je známo, že jak rozlišovací schopnost tak citlivost u pinhole kolimátoru klesá se vzdáleností detektoru od pacienta [SLO09].



Obrázek 3.8: Ilustrace (A) použití multi-pinhole kolimátoru na stávající SPECT kameře a pohled z pozice pacienta (B) na pinole kolimátor s 9-ti otvory. [SLO09]

Další jednoúčelová kamera pro perfuzní scintigrafii myokardu byla zkonstruována firmou GE Healthcare, Haifa, Izrael. Jedná se o SPECT kameru Discovery NM 530c, která kombinuje multi-pinhole kolimátory s 19-ti CZT detektory. Každý detektor je rozdělen na pole 32x32 pixelů o velikosti 2,46 x 2,46 x 5 mm. Ke kolimaci záření gama jsou použity pinhole kolimátory z wolframu (efektivní průměr otvoru 5,1 mm). Systém poskytuje 3-5x vyšší citlivost (v závislosti na velikosti srdce a okolní aktivitě) a 1,7 – 2,5x lepší prostorovou rozlišovací schopnost než lze dosáhnout se standardní SPECT kamerou. [TRA11]

Vzhledem k současnému trendu hybridních systémů byla SPECT kamera Discovery NM 530c zkonstruována v kombinaci s CT a uvedena na trh pod názvem Discovery NM/CT 570c (64 slice) a Discovery NM/CT 670 (16 slice) - viz obrázek 3.9.

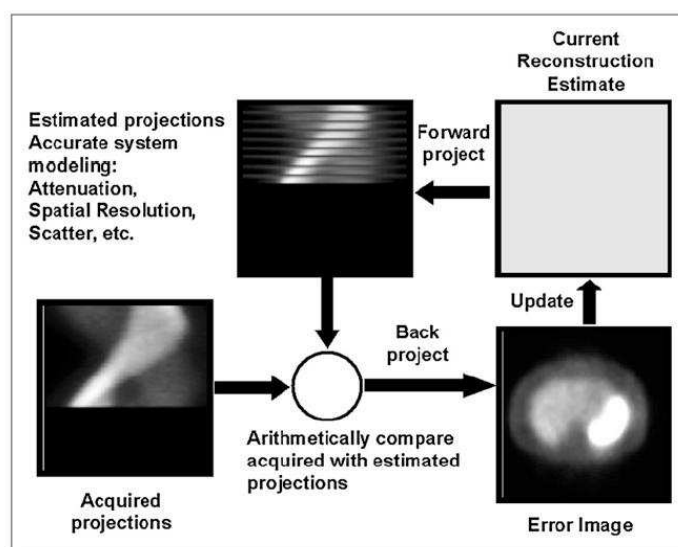


Obrázek 3.9: SPECT/CT kamera Discovery NM 570c (GE Healthcare). [WWW06]

3.2.5 Rekonstrukční algoritmy

Nasnímaná data ze SPECT kamery jsou rekonstruována analyticky nebo iterativní rekonstrukcí. Ačkoliv je analytická rekonstrukce – filtrovaná zpětná projekce (FBP, z angl. filtered back projection) relativně účinná, tak ne vždy vede k uspokojivému výsledku a to díky vlivu vysokého šumu ve snímcích některých SPECT studií [MAD07]. V posledních přibližně 5-ti letech je proto výrazný posun ve využívání iterativní rekonstrukce namísto FBP. Jedním z důvodů je dostupnost výkonné výpočetní techniky pro obsluhu kamer na klinických pracovištích. Zatímco rekonstrukce jednoduchého tomografického snímku v roce 1990 trvala déle než 30 minut, v současné době je možné výpočet snímku s pomocí mnohem složitějších rekonstrukčních algoritmů dokončit v řádu sekund [TRA11].

Velkým pokrokem v iterativní rekonstrukci bylo zavedení rekonstrukce OSEM (z angl. ordered subsets expectation maximization) [LAN84], [SHE82]. Rekonstrukce OSEM vychází z pomalejší rekonstrukce MLEM (z angl. maximum likelihood expectation maximization) a lze jí dosáhnout velmi dobré výsledky i s malým počtem iterací [MAD07]. Obrázek 3.10 ilustruje základní kroky iterativní rekonstrukce. Velkou výhodou této rekonstrukce je možnost zahrnout nejrůznější korekce fyzikálních vlivů zobrazení SPECT (zeslabení a rozptyl záření, průnik záření septy kolimátoru a vliv prostorové rozlišovací schopnosti kolimátoru) do výpočetního algoritmu. V porovnání s FBP je při použití iterativní rekonstrukce ve výsledném snímku eliminován efekt tzv. hvězdicového artefaktu [MAD07].



Obrázek 3.10: Princip iterativní rekonstrukce. Projekce vypočtené z odhadovaného snímku jsou porovnávány s měřenými daty a výsledek je zpětně použit k opravě příštího odhadu. Během rekonstrukce jsou do výpočtu zahrnuty korekce na zeslabení, rozptyl a prostorovou rozlišovací schopnost kolimátoru [MAD07].

V poslední době se objevily nové klinické výpočetní programy pro kompenzaci jevů zhoršující kvalitu SPECT snímků. Jedná se především o jevy způsobené vlivem kolimátoru. Vnitřní prostorová rozlišovací schopnost současných SPECT kamer sice dosahuje přibližně 4 mm, ale výslednou rozlišovací schopnost obrazu určuje především funkce odezvy systému kolimátor-detektor (CDR). Ta je určena fyzikálními parametry kolimátoru a vzdáleností zobrazovaného objektu od kolimátoru. Celková prostorová rozlišovací schopnost systému kolimátor-detektor je výrazně horší (cca 1 cm) než vnitřní rozlišení detektoru a dále klesá se vzdáleností objektu od kolimátoru. Kolimátor dále snižuje citlivost detekce. Na jedné straně dovoluje detekovat fotony záření gama pouze z určitého úhlu a tím umožňuje základní rozlišení obrazu. Na druhé straně ale dochází k velkému poklesu počtu fotonů dopadajících na detektor s následným snížením poměru signálu k šumu. Pro získání uspokojivého snímku je tedy třeba relativně dlouhé doby snímání dat [TRA11].

Většina hlavních výrobců SPECT kamer vyvinula během posledních 5 let klinické výpočetní programy korigující vliv prostorové rozlišovací schopnosti kolimátoru (RR) na scintigrafický obraz. Tyto programy modelují funkci odezvy systému kolimátor-detektor a tím mají zvýšit prostorovou rozlišovací schopnost a potlačit závislost prostorového rozlišení na vzdálenosti zobrazovaného objektu od kolimátoru [BOR07]. Výhodou těchto programů je možnost jejich využití se stávajícími SPECT kamerami. Vzhledem k tomu, že se jedná o dosud poměrně nový produkt na trhu, firmy si až na základní princip své programy chrání a k jejich použití nabízejí uživatelům jen minimum informací. Je to do jisté míry paradoxní situace, kdy je klinikům nabízena "černá skříňka", jejíž užitečnost je pouze demonstrována na několika příkladech a jejíž možné přednosti, vady či problémy v praxi mají zjišťovat sami metodou zkoušek a omylů. Přitom se jedná o finančně poměrně náročný software.

Mezi hlavní rekonstrukční programy s korekcí na RR patří výpočetní programy uváděné pod firemními názvy:

- Astonish – Philips Medical System, USA,
- Evolution – GE Healthcare, USA,
- Flash 3D – Siemens Medical Solutions, USA,
- nSPEED – DIGIRAD Corporation,
- Wide Beam Reconstruction - UltraSPECT, Izrael.

Každý rekonstrukční program využívá jinou metodu k potlačení šumu. Astonish používá volitelný Hannův filtr a to jak na nasnímané projekce, tak i během iterace na projekce odhadnuté. [SLO09] Evolution uplatňuje během rekonstrukce MAP algoritmus [BRU02]. Rekonstrukce Flash 3D a nSPEED využívají post-rekonstrukční filtr [TRA11]. U rekonstrukce WBR jsou jednotlivé projekce analyzovány pomocí spektrální analýzy a následně je určen poměr signálu k šumu (SNR). Na základě výsledků této analýzy a požadované kvality obrazu (zda vyšší rozlišení nebo „vyhlazení“), rekonstrukce WBR určí optimální model šumu [BOR07].

Rekonstrukce WBR má svou vlastní pracovní stanici, ostatní rekonstrukce je možné implementovat na stávající pracovní stanice. U rekonstrukce Astonish, Evolution a Flash 3D lze využít korekci na zeslabení a rozptyl, používanou na příslušných SPECT kamerách [TRA11]. Rekonstrukce nSPEED v současné době touto možností nedisponuje [SLO09].

3.3 Fyzikální vlivy zobrazení v perfuzní SPECT myokardu

Kvalita obrazu a kvantitativní přesnost emisní tomografie je snižována vlivem několika faktorů:

- zeslabením fotonů záření gama procházejících pacientem,
- rozptylem fotonů záření gama,
- efektem částečného objemu,
- omezenou prostorovou rozlišovací schopností detekce,
- omezeným počtem impulzů ve snímcích,
- pohybem pacienta.

3.3.1 Zeslabení záření a jeho korekce

3.3.1.1 Fyzikální princip zeslabení

U energií fotonů záření gama, které se používají v nukleární medicíně (80 keV - ^{201}Tl až 511 keV - anihilační fotony) mohou nastat při průchodu tělem pacienta dva typy interakce s tkání pacienta – fotoefekt a Comptonův jev. Při fotoefektu předá interagující foton záření gama veškerou energii některému elektronu v obalu atomu absorbující látky. Při Comptonově rozptýlu předá primární foton gama některému elektronu v obalu část své energie, sekundární foton gama pak odnáší zbytek energie primárního fotonu. O tom, kterým typem interakce bude foton gama interagovat, rozhoduje energie interagujícího fotonu gama a hustoty materiálu absorbujícího prostředí [SED83].

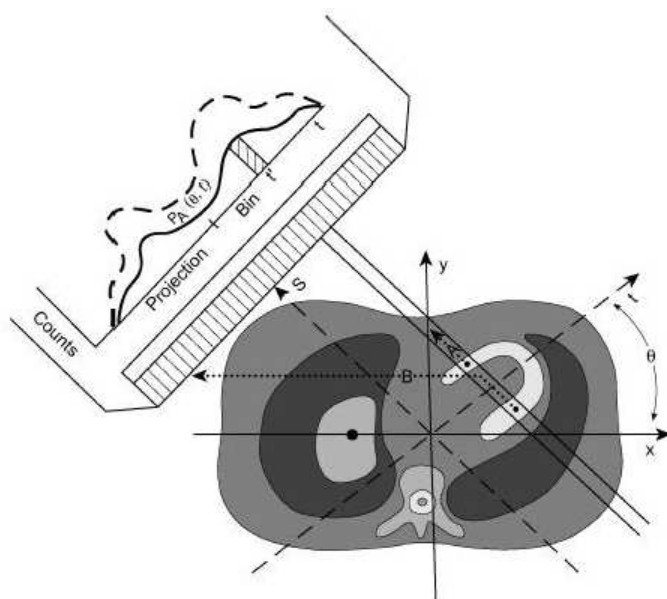
Matematicky lze zeslabení fotonového svazku vyjádřit rovnicí:

$$\phi = \phi_0 \exp \left[- \int_S \mu(x, y) dr \right] \quad (3.1)$$

kde Φ je fluence fotonů gama po průchodu tkání, Φ_0 je fluence primárních interagujících fotonů gama a dr je tloušťka tkáně, kterou prošel svazek fotonů gama po dráze S .

Parametr μ nazýváme lineární součinitel zeslabení a vyjadřuje pravděpodobnost, že foton interaguje při průchodu jednotkou tloušťky dané tkáně.

Výše uvedený vztah platí pro tzv. úzký svazek, ze kterého jsou všechny fotony, které interagují ze svazku vyloučeny. V praxi se lze tomuto předpokladu přiblížit velmi úzkou kolimací svazku. Pro reálný (tzv. široký) svazek je vztah opraven vzrůstovým faktorem B. Vzrůstový faktor B závisí na energii primárních fotonů, geometrii svazku záření, materiálu zeslabující vrstvy a druhu sledované odezvy. Výpočet vzrůstového faktoru je podrobně proveden jen pro několik idealizovaných geometrických uspořádání, výsledky jsou tabelovány nebo popsány empirickým vzorcem. Díky detekci rozptýlených fotonů je četnost impulzů pro reálný svazek zpravidla vyšší než pro úzký svazek [SED83].



Obrázek 3.11: Ilustrace vlivu zeslabení při SPECT myokardu. Foton záření gama A interaguje fotoelektrickým jevem a foton záření gama B Comptonovým rozptylem. Sekundární foton po interakci fotonu B je rozptýlen o velký úhel a není tedy detekován scintilační kamerou. To ve výsledném profilu způsobí menší počet impulzů (plná čára) než by odpovídalo emitovanému počtu fotonů (přerušovaná čára) [KIN04].

Zeslabení svazku ve scintigrafii může způsobit následující nepřesnosti. Obrázek 3.11 ilustruje vliv zeslabení fotonů záření gama na výsledný profil znázorňující naměřený počet impulzů v daném místě. Na obrázku je foton A absorbován fotoefektem v pacientovi, foton B je rozptýlen mimo osu kolimátoru. Ve výsledném profilu (plná čára) dochází ke snížení počtu impulzů ve srovnání s "ideálním" profilem (přerušovaná čára). Snížení počtu impulzů ve výsledném profilu závisí na tloušťce a charakteru tkáně. Pro léze uložené ve větší hloubce v těle naměříme menší počet impulzů než pro léze umístěné blíže k povrchu těla. Podobně i tkáň s homogenní distribucí radiofarmaka, která leží pod jinou tkání o různé tloušťce, bude mít ve výsledném obraze různý počet impulzů. Tato situace může nastat např. při vyšetření perfuze myokardu, kde dochází k zeslabení svazku fotonů při průchodu měkkou tkání bránice nebo prsní tkáně a může tak vzniknout nesprávně pozitivní defekt [ZAI06].

3.3.1.2 Korekce zeslabení fotonů

Korekce zeslabení vyžaduje stanovení tzv. mapy zeslabení ("attenuation map"), která je reprezentována prostorovou distribucí lineárních součinitelů zeslabení pro jednotlivé anatomické oblasti pacienta. Vytvořená mapa zeslabení je zahrnuta do rekonstrukčního algoritmu emisních dat. Mapu zeslabení lze získat několika způsoby buď přímo, metodami založenými na transmisním měření a zobrazení pomocí externích radionuklidových zdrojů nebo rentgenové výpočetní tomografie CT nebo nepřímo, např. odhadem ze snímků magnetické rezonance nebo pomocí statistického modelování [ZAI03].

Při transmisním měření vnějšími radionuklidovými zdroji se k detekci záření využívají detektory kamery. Vnější radionuklidové zdroje mohou být statické plošné nebo pohyblivé čárové a bodové zdroje [TUN92]. Měření vnějšími radionuklidovými zdroji lze provést současně s akvizicí emisních dat, případně před nebo po akvizici emisních snímků [BAI98].

Ke stanovení mapy zeslabení, je třeba nasnímat dva transmisní snímky – tzv. referenční snímek (snímek bez pacienta) (I_{ref}) a transmisní snímek s pacientem (I_{trans}). Vztah mezi referenčním a transmisním snímkem v každém pixelu je dán:

$$I_{trans} = I_{ref} e^{-\mu x} \quad (3.2)$$

$$\ln\left(\frac{I_{trans}}{I_{ref}}\right) = -\mu x \quad (3.3)$$

kde μx reprezentuje sumu lineárních součinitelů zeslabení podél odezvy: $\mu x = \sum_i \mu_i \Delta x_i$

kde μ_i je lineární součinitel zeslabení pro i -tý pixel a Δx_i je vzdálenost i -tého pixelu od detektoru.

Lineární součinitel zeslabení je závislý na energii záření. Proto musejí být lineární součinitelé zeslabení získané pomocí vnějšího radionuklidového zdroje přepočteny na energii příslušného aplikovaného radionuklidu.

Použití externích radionuklidových zdrojů má následující nevýhody:

- vysoká cena radionuklidových zdrojů a jejich častá obměna vzhledem ke krátkému poločasu přeměny,
- malá fluence fotonů - jejíž výsledkem je nekvalitní obraz a dlouhá doba vyšetření.

Metoda transmisního snímání vnějšími radionuklidovými zdroji je dnes postupně nahrazována transmisním měřením CT, které je součástí tzv. hybridního zařízení SPECT/CT. Výhodou hybridních přístrojů, za předpokladu minimálního pohybu pacienta, je získání transmisních a emisních snímků ve stejné geometrii. Hybridní zařízení SPECT/CT také umožňuje získání anatomické informace zlepšující orientaci při interpretaci emisních scintigrafických snímků. [BOCH00], [KAL97].

CT obraz je v jednotlivých pixelech normalizován pomocí Hounsfieldových jednotek (HU) [ZAI06]:

$$HU(x, y) = \frac{\mu_{CT}(x, y) - \mu_w}{\mu_w} \cdot 1000 \quad (3.4)$$

kde $\mu_{CT}(x, y)$ je lineární součinitel zeslabení získaný z CT v místě (x, y) a μ_w je lineární součinitel zeslabení vody.

Při převodu dat CT do HU nabývají hodnoty pro vzduch -1000 HU, vodu 0 HU a kostní tkáň od 1000 do 3000 HU. Hounsfieldovy jednotky jsou relativně nezávislé na energii rentgenového záření a dalších parametrů ovlivňujících CT obraz. Z tohoto důvodu HU jednotky ulehčují vizuální hodnocení CT obrazu.

Transformaci CT snímku na mapu lineárních součinitelů zeslabení lze provést několika způsoby. První metoda využívá segmentaci transmisních snímků. Segmentace snímku je metoda zpracování obrazu, která se používá k identifikaci jednotlivých oblastí snímku s různým složením tkáně (např. měkké tkáň, kostní tkáň, plicní tkáň). Po přiřazení jednotlivých oblastí určitým typům tkáně, jsou hodnoty HU v CT snímku pro jednotlivé typy tkáně přeměněny na odpovídající lineární součinitele zeslabení pro energii aplikovaného radionuklidu. Při tomto způsobu zpracování získáme mapu zeslabení "bez šumu", neboť každé oblasti tkáně je jednotně přiřazen stejný lineární součinitel zeslabení. Přiřazené hodnoty tedy mohou být nepřesné, především v oblasti plic, kde se hustota tkáně uvnitř jednoho tkáňového segmentu může měnit až o 30% [KIA03], [ROB79]. Druhá metoda transformace CT snímku na mapu zeslabení spočívá v přímém převedení HU na lineární součinitele zeslabení odpovídající energii aplikovaného radionuklidu. Přímý převod HU vyžaduje kalibraci pomocí fantomu. Fantom obsahuje materiály o známém složení jejichž příslušné lineární součinitele zeslabení pro danou energii fotonů jsou známy [BLK96]. Třetí metoda transformace CT snímků na mapu lineárních součinitelů zeslabení kombinuje obě předešlé metody - tedy jak segmentaci tak kalibrační měření. Nejprve se metodou segmentace snímku oddělí kosti od měkkých tkání a tkání s obsahem vzduchu. Pro takto rozlišené oblasti se použijí rozdílné faktory převádějící HU na lineární součinitele zeslabení [KIA98], [KIA03].

Při konstrukci mapy zeslabení z CT je třeba vzít v úvahu následující skutečnosti. Data z CT jsou získána s použitím polyenergetického rentgenového zdroje záření, jehož střední energie je odlišná od energie běžně používaných radionuklidů v nukleární medicíně. Proto musí být data z CT korigována na energii aplikovaného radionuklidu. Zdrojem chyb při konstrukci mapy zeslabení může být také materiál, jehož fyzikální hustota a tedy i lineární součinitel zeslabení je mimo fyziologické rozmezí. Příkladem mohou být kovové implantáty nebo protetické náhrady kloubů.

Další jev, který musíme vzít v úvahu je tzv. tvrdnutí svazku ("beam-hardening"), způsobené selektivní absorpcí fotonů nižších energií ve tkáni. V postupujícím svazku záření tedy postupně narůstá podíl fotonů s vyšší energií. Spektrum záření je ovlivněno tloušťkou tkáně, kterou prochází. V důsledku tohoto jevu jsou hodnoty HU na okraji objektu nižší než uprostřed objektu. Přístroje CT jsou kalibrovány s korekcí spektrálních změn způsobených rozdílnou tloušťkou objektu [ZAI06].

3.3.2 Rozptyl záření a jeho korekce

3.3.2.1 Fyzikální princip rozptylu záření

Comptonův rozptyl je rozptyl fotonu na volném elektronu nebo na elektronu tak slabě vázaném, že lze vliv vazby zanedbat. Při Comptonově rozptylu interagující foton předá celou svou energii elektronu a sekundárnímu fotonu. Rozdělení energie mezi obě částice závisí na vzájemném úhlu jejich drah. Sekundární foton má menší energii než primární foton a dále interaguje fotoefektem nebo Comptonovým rozptylem. Odražený urychlený elektron může excitovat a ionizovat atomy látky. Pravděpodobnost interakce fotonu Comptonovým rozptylem charakterizuje makroskopický účinný průřez. Tento účinný průřez je dán Klein-Nishinovým vztahem, který lze nalézt např. v publikaci [SED83].

Pro energii rozptýleného fotonu ($h\nu$) pod úhlem θ vůči směru primárního fotonu platí následující vztah:

$$h\nu = \frac{h\nu_0}{1 + \frac{h\nu_0}{m_e c^2} (1 - \cos \theta)} \quad (3.5)$$

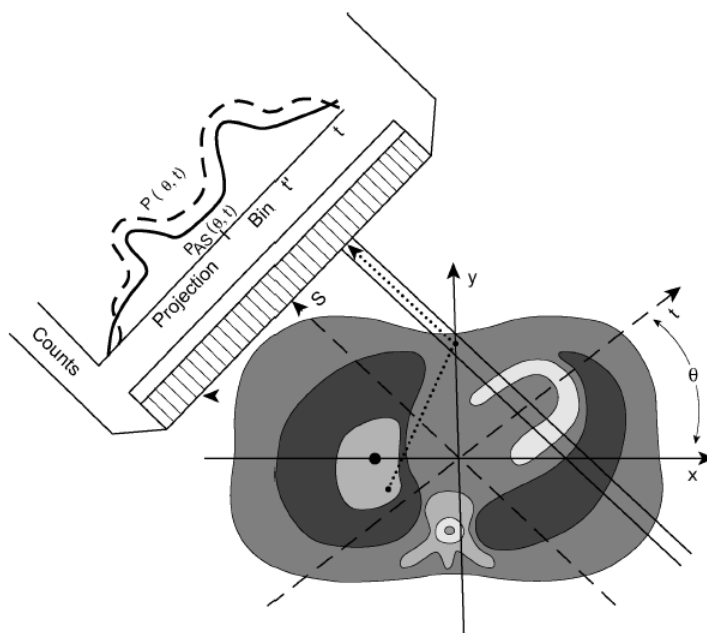
kde $h\nu_0$ je energie primárního fotonu a $m_e c^2$ je klidová hmotnost elektronu.

Ze výše uvedeného vztahu je zřejmé, že s rostoucím úhlem rozptylu (θ) energie rozptýleného fotonu klesá.

Při interakci záření gama o energii v rozmezí 40 keV - 10 MeV s vodou převládá Comptonův rozptyl nad fotoefektem. Část této energetické oblasti se využívá v nukleární medicíně a jelikož hustota měkkých tkání je podobná hustotě vody, lze říci, že interakce Comptonovým rozptylem při scintigrafickém vyšetření převládá. NaI(Tl) detektor, který se používá u SPECT kamer, má omezenou energetickou rozlišovací schopnost (pro ^{99m}Tc přibližně 10%), a proto vyloučení rozptýlených fotonů na základě energetické diskriminace je nedostatečné.

Detekce rozptýlených fotonů ve scintigrafickém obraze snižuje kontrast obrazu a poměr signálu k šumu. Vlivem Comptonova rozptylu se jednak snižuje původní energie emitovaných fotonů záření gama a jednak se mění jejich směr. Pokles energie rozptýlených fotonů záření gama a nastavení určité šířky energetického okna píku úplné absorpce, způsobí snížení počtu impulzů ve výsledném profilu projekce než by odpovídalo skutečnému stavu. Detekce rozptýlených fotonů záření gama, jejichž směr se výrazně změnil, může vést k nesprávné lokalizaci radiofarmaka [ZAI04].

Oba výše uvedené jevy jsou znázorněny na obrázku 3.12 a mohou vést k závažným chybám např. při kvantifikaci perfuze myokardu. Na obrázku 3.12 je přerušovanou čarou znázorněn profil projekce ideálního počtu impulzů, tedy bez vlivu rozptylu a absorpce fotonů záření gama. Naměřený profil projekce počtu impulzů (plná čára) je vlivem rozptylu, a tedy i ztráty energie fotonů záření gama, menší. Změna směru fotonů záření gama je patrná na okrajích profilu - naměřený profil (plná čára) přesně nekopíruje tvar skutečného profilu (přerušovaná čára), který bychom získali bez zkreslení vlivem rozptylu a absorpce fotonů záření gama [KIN04].



Obrázek 3.12: Ilustrace vlivu rozptylu při SPECT myokardu. Rozptýlené fotony záření gama s menší energií jsou energetickou diskriminací vyloučeny, což ve výsledku vede k poklesu počtu impulzů ve výsledném profilu projekce (plná čára) vůči ideálnímu stavu (přerušovaná čára). Na druhé straně rozptýlené fotony, které projdou energetickou diskriminací přispívají k nesprávné lokalizaci radiofarmaka - foton záření gama původně emitovaný z oblasti jater je detekován v nesprávném místě [KIN04].

3.3.2.2 Korekce rozptylu fotonů

Korekce na rozptyl můžeme rozdělit do dvou kategorií. První kategorii tvoří metody které odhadují počet rozptýlených fotonů v píku úplné absorpce na základě dat nasnímaných v několika energetických oknech. V praxi jsou nejrozšířenější dvě metody této kategorie – metoda dvou energetických oken (někdy nazývaná "Jaszczakova subtrakce") a metoda tří energetických oken. Rozptýlené fotony ovlivňují také funkci odezvy systému kolimátor-detektor (CDRF, z angl. collimator-detector response) a proto druhou kategorii korekce rozptylu fotonů tvoří metody korigující CDRF. Pro korekci na rozptyl byly použity i jiné metody jako např. umělé neuronové sítě, faktorová analýza aj. [BUV94], [ZAI04]. Tyto metody se ovšem ve větší míře v praxi nerozšířily, a proto nejsou v této práci popsány.

Metoda dvou energetických oken

Při použití metody dvou energetických oken (DEW, z angl. dual-energy window) je při akvizici snímků nastaveno jedno energetické okno na oblast píku úplné absorpce radionuklidu (v případě ^{99m}Tc a šířce 20%: 126-154 keV) a druhé, "rozptylové okno" pod píkem úplné absorpce (např. pro ^{99m}Tc : 92-125 keV). Metoda je založena na předpokladu, že počet impulzů v rozptylovém okně je přímo úměrný počtu rozptýlených fotonů v píku úplné absorpce [JAS84]. Metoda dvou energetických oken spočívá v odečítání násobku k počtu impulzů v pixelu i obrazu I_2 zaznamenaného ve druhém (rozptylovém) okně od počtu impulzů v pixelu i obrazu I_1 nasnímaném v energetickém okně náležejícím píku úplné absorpce.

Celkový počet rozptýlených fotonů v okně úplné absorpce S je dán vztahem:

$$S(i) = k \cdot I_2(i) \quad (3.6)$$

Počet nerozptýlených fotonů U je tedy:

$$U(i) = I_1(i) - k \cdot I_2(i) \quad (3.7)$$

Některé studie tuto metodu upravily s použitím vztahu pro počet rozptýlených fotonů:

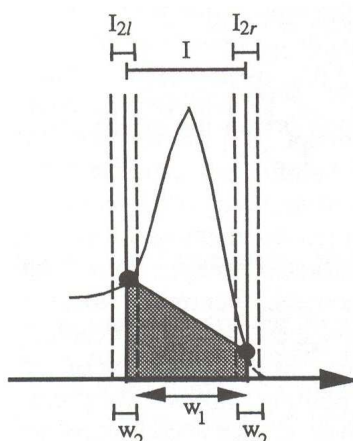
$$S(i) = k_i \cdot I_2(i) \quad (3.8)$$

kde k_i se pro jednotlivé pixely liší.

Správná volba parametru k je velmi důležitá, neboť ovlivňuje přesnost a použitelnost celé metody. Hodnota k může být určena analytickými aproximacemi [BLO73], experimentálně [KOR91], případně použitím metody Monte Carlo [YAN90]. Hodnota k závisí na velikosti zobrazovaného objektu, geometrii a energetické rozlišovací schopnosti kamery [BUV94].

Metoda tří energetických oken

Při použití metody tří energetických oken (angl. "triple energy window", TEW) je hlavní energetické okno nastaveno na pík úplné absorpce radionuklidu a dvě vedlejší, úzká energetická okna (o šířce cca 2 keV) jsou nastavena po obou jeho stranách. Příspěvek rozptýlených fotonů v píku úplné absorpce je odhadován z hodnot změřených v postranních oknech (viz obrázek 3.13) [OGA91]. Tuto metodu je vhodné použít u radionuklidů emitujících více energií (např. ^{111}In), kde energetické spektrum prvního píku úplné absorpce je ovlivněno rozptýlenými fotony vyšší energie.



Obrázek 3.13: Nastavení tří energetických oken a princip interpolace vedoucí k odhadu rozptýlených fotonů metodou tří energetických oken. Velikost šedé plochy tvoří odhad příspěvku rozptýlených fotonů záření gama v píku úplné absorpce [BUV94].

Pro zjištění počtu rozptýlených fotonů $S(i)$ v hlavním energetickém okně w_1 (píku úplné absorpce) se využívá metoda lineární interpolace:

$$S(i) = \left(\frac{I_{2l}(i)}{w_{2l}} + \frac{I_{2r}(i)}{w_{2r}} \right) \cdot \frac{w_1}{2} \quad (3.9)$$

kde I_{2l} resp. I_{2r} jsou počty impulzů v pixelu i obrazu, odpovídajícímu levému resp. pravému energetickému oknu o šířce w_2 .

Pro počet nerozptýlených fotonů $U(i)$ v pixelu i platí:

$$U(i) = I - \left(\frac{I_{2l}(i)}{w_{2l}} + \frac{I_{2r}(i)}{w_{2r}} \right) \cdot \frac{w_1}{2} \quad (3.10)$$

kde I je počet impulzů naměřených v hlavním energetickém okně w_1 .

Výhodou metody tří energetických oken je její jednoduché použití. Metoda předpokládá, že plocha stanovená lineární interpolací je shodná s tvarem spektra rozptýlených fotonů. Tento předpoklad nemusí být vždy správný. Dalším úskalím této metody je vysoký šum v úzkých vedlejších energetických oknech [KIN92].

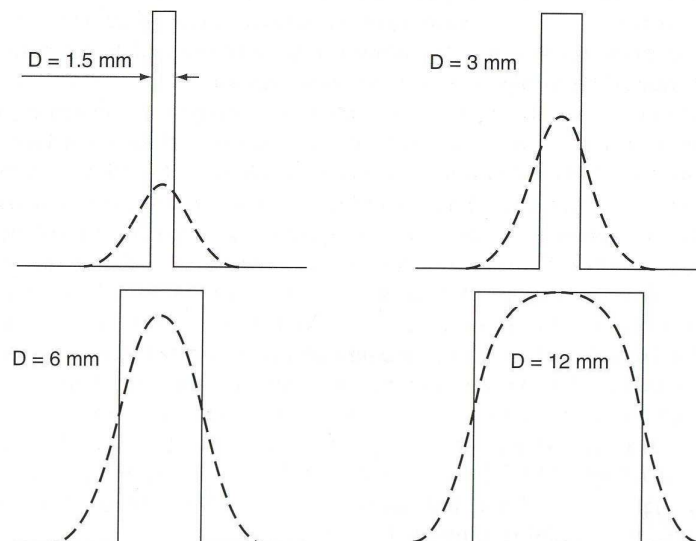
Hlavní výhodou obou výše uvedených metod korekce na rozptyl je jejich rychlost a jednoduchost použití v klinické praxi. Na druhé straně obě metody nekorigují rozptyl zcela přesně, neboť odhad příspěvku rozptýlených fotonů v píku úplné absorpce vychází z jednoduché geometrie, která plně neodpovídá skutečnosti. Pokusem o zlepšení těchto metod byla snaha použít více energetických oken. Mnoho SPECT kamer ovšem nastavení většího počtu energetických oken neumožňuje a navíc dochází ke zvýšení šumu v jednotlivých energetických oknech (vlivem malého počtu fotonů v každém energetickém okně) [KIN83].

3.3.3 Efekt částečného objemu a jeho korekce

Vlivem efektu částečného objemu (PVE, z angl. "partial-volume effect") je ve scintigrafickém obraze výsledný počet impulzů (intenzita) objektu rozdílný od skutečného počtu impulzů. Efekt částečného objemu je způsoben dvěma faktory omezenou prostorovou rozlišovací schopností SPECT kamery a vzorkováním obrazu.

3.3.3.1 Prostorová rozlišovací schopnost SPECT kamery

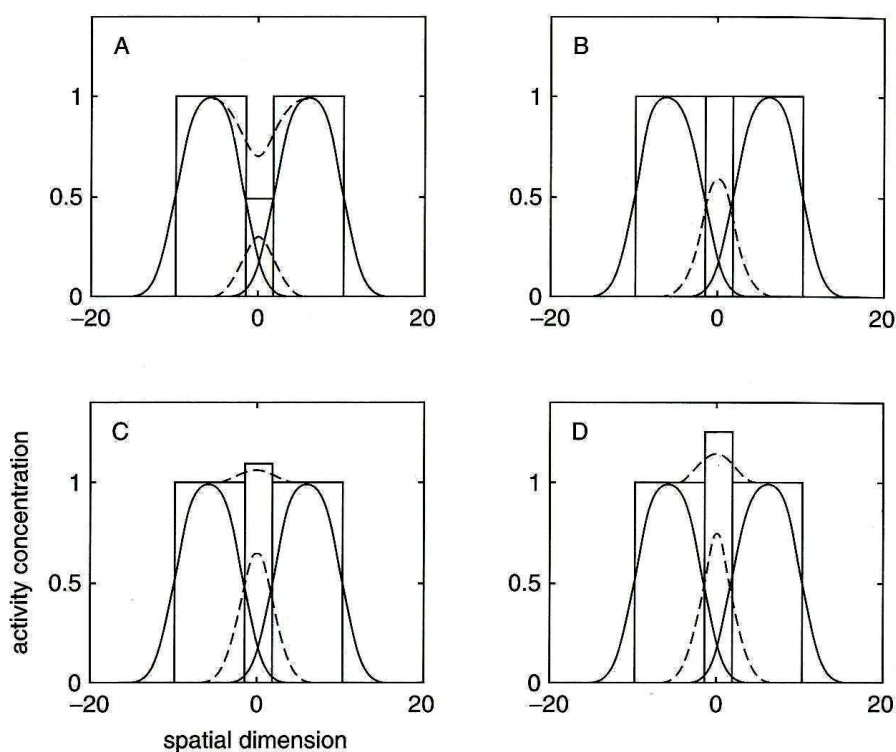
Prostorovou rozlišovací schopnost SPECT kamery definujeme jako šířku odezvy bodového nebo čárového zdroje v polovině maxima profilu (FWHM, z angl. full width at half of maximum). Platí, že dva bodové resp. čárové zdroje od sebe SPECT kamera rozliší jako diskrétní body nebo čáry, jestliže jsou od sebe vzdáleny právě o FWHM. Omezená prostorová rozlišovací schopnost SPECT kamery je ovlivněna odezvou systému kolimátor-detektor (CDR), akvizičními a rekonstrukčními parametry [MOS93]. Vlivem omezené prostorové rozlišovací schopnosti SPECT kamery bude mít CDR tvar zvonu. Ve výsledném obraze pak bude mít objekt menší počet impulzů a větší šířku než odpovídá skutečnosti [SOR07].



Obrázek 3.14: Ilustrace vlivu efektu částečného objemu. Maximum měřeného profilu počtu impulzů bodového nebo čárového zdroje (přerušovaná čára) je ve srovnání se skutečným profilem (plná čára) menší v závislosti na průměru zdroje a prostorovém rozlišení SPECT systému (v tomto případě uvažujeme $\text{FWHM} = 6 \text{ mm}$). Aby naměřený profil odpovídal skutečnému profilu počtu impulzů je nutné, aby průměr objektu byl větší než $2 \times \text{FWHM}$ (v tomto případě $D > 12 \text{ mm}$) [ZAI06].

Na obrázku 3.14 je pro jednorozměrný případ znázorněn rozdíl měřeného profilu zdroje (přerušovaná čára) vůči jeho skutečnému profilu (plná čára) v závislosti na velikosti objektu D . Příklad na obrázku je uveden pro $\text{FWHM} = 6 \text{ mm}$. Z obrázku 3.14 vyplývá následující závěr. Pro zobrazení skutečného počtu impulzů objektu v obrazu je nutné, aby velikost objektu byla větší než $2 \times \text{FWHM}$ SPECT kamery [ZAI06].

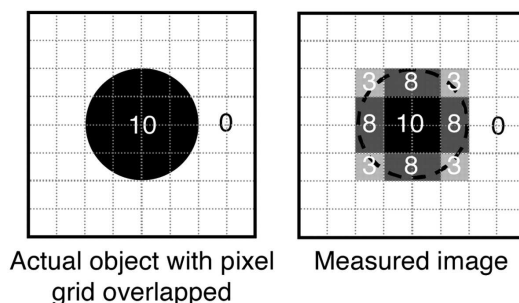
Komplikovanější situace nastává v případě, je-li cílový objekt obklopen okolní aktivitou. Bude-li malý objekt obklopen radioaktivním okolím, pak výsledný profil na snímku bude součtem profilu objektu (přerušovaná čára) a profilů aktivního okolí, které jsou vlivem nedostatečné prostorové rozlišovací schopnosti SPECT kamery rozmazány. Výsledný profil závisí na poměru aktivity cílového objektu a okolí (viz obrázek 3.15) [ZAI06].



Obrázek 3.15: Ilustrace efektu částečného objemu, je-li malý cílový objekt obklopen aktivním okolím. Vlivem omezené prostorové rozlišovací schopnosti SPECT kamery jsou obdélníkové profily odpovídající skutečným rozměrům objektu rozmazány. Výsledný profil malého objektu na snímku je součtem profilů objektu (přerušovaná čára) a aktivního okolí (plná čára) a závisí na poměru aktivity objektu a okolí. V případě menší aktivity objektu než je aktivita okolí, bude výsledná aktivita cílového objektu nadhodnocena (případ A). V případě stejné aktivity objektu i okolí, bude výsledná aktivita cílového objektu nezkreslena (případ B). Bude-li aktivita cílového objektu vyšší než aktivita okolní tkáně, bude výsledná aktivita cílového objektu podhodnocena (případ C a D) [ZAI06].

3.3.3.2 Vzorkování obrazu

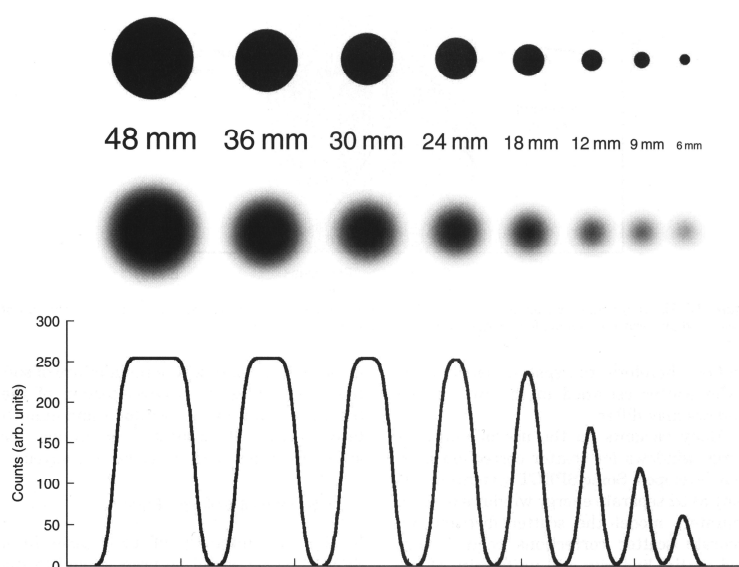
Vzorkování obrazu je druhý faktor, který se podílí na vzniku efektu částečného objemu. Výsledný scintigrafický obraz je tvořen maticí pixelů (resp. 3D voxelů) s určitými rozměry. Kontury pixelů (voxelů) přesně neodpovídají konturám distribuce radiofarmaka. Některé voxely proto zahrnují rozdílné "typy tkáně". Výsledný počet impulzů ve voxidech na okrajích objektu je dán průměrným počtem impulzů různých "typů tkání". Tato situace je pro 2D případ ilustrována na obrázku 3.16. Původní kruhový objekt (obrázek vlevo) je vlivem vzorkování obrazu rozmazán, neboť pixely na okrajích zdroje zahrnují jak signál z objektu (na obrázku s hodnotou 10) tak signál "pozadí" (na obrázku s hodnotou 0) a část signálu z objektu se projeví za hranicemi objektu.



Obrázek 3.16: Vliv vzorkování obrazu na efektu částečného objemu. Pixely na okrajích kruhového objektu zahrnují jak počet impulzů z objektu tak i z okolního pozadí, a výsledný počet impulzů je dán jejich průměrem. Na snímku se kruhový objekt nezobrazí jako kruh, ale jako pravoúhlý útvar s větší velikostí než ve skutečnosti [SOR07].

Vzorkování obrazu by způsobovalo efekt částečného objemu i v případě ideálního prostorového rozlišení zobrazovacího systému. Tento jev ovlivňuje kvalitu obrazu nejen v emisní tomografii, ale také v jiných zobrazovacích metodách jako např. ve výpočetní transmisní tomografii (CT) nebo v zobrazení magnetickou rezonancí (MRI) [SOR07].

Vlivem efektu částečného objemu se malá léze jeví větší, ale s menší objemovou aktivitou než odpovídá skutečnosti. Tato situace je znázorněna na obrázku 3.17. I když mají všechny válce o různém průměru stejnou objemovou aktivitu (horní řada), na snímku se zobrazují s různou intenzitou (prostřední řada) a válce o průměru menším než $2 \times \text{FWHM}$ SPECT kamery (12 mm) se jeví větší než ve skutečnosti jsou. Maxima profilů (dolní řada) jsou u objektů o průměru menším než $2 \times \text{FWHM}$ nižší než u objektů s větším průměrem [CHE03]. Tuto skutečnost je třeba brát v úvahu při porovnání snímků s rozdílnou velikostí zobrazených objektů, např. při kontrole velikosti lézí během terapie při vyšetření PET [SOR02].



Obrázek 3.17: Vliv efektu částečného objemu na zobrazení lézí o stejné objemové aktivitě. V horní řadě jsou průřezy válců o různém průměru se stejnou objemovou aktivitou. Prostřední řada ukazuje snímky získané SPECT kamerou s FWHM = 12 mm. Profily vedené objekty na snímku jsou znázorněny v poslední řadě. Jelikož všechny zobrazované objekty mají stejnou objemovou aktivitu měla by maxima profilů vedených objekty dosahovat stejného počtu impulzů. Vlivem efektu částečného objemu se však u objektů o průměru menším než 2xFWHM počet impulzů snižuje [CHE03].

3.3.3.3 Korekce efektu částečného objemu

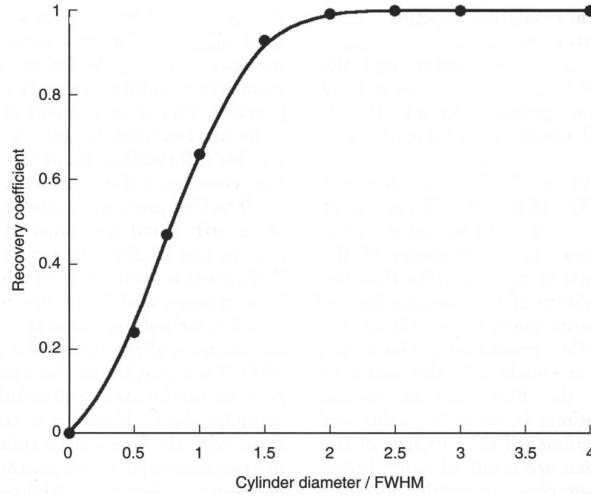
Korekce efektu částečného objemu lze rozdělit na dvě skupiny. První skupina má za cíl zvýšit prostorové rozlišení emisních snímků na základě kompenzace odezvy systému kolimátor-detektor (CDR) – viz kapitola 3.3.4.4. Druhou skupinu tvoří empirické metody korekce PVE zabývající se odvozením korekčních faktorů z experimentálních měření na fyzikálních fantomech.

Princip korekce PVE odvozené z měření na fyzikálních fantomech spočívá v určení korekčních faktorů RC (z angl. recovery coefficient) pro danou SPECT kameru a jednoduché geometrické tvary různé velikosti (nejčastěji válec nebo koule) [HOF79]. Korekční faktor RC pro horké léze (HSRC, z angl. hot spot recovery coefficient, viz obrázek 3.18 a korekční faktor RC pro studené léze (CSRC, z angl. cold spot recovery coefficient) definujeme následovně [HOF79], [KES84]:

$$HSRC = \frac{A_{V,Lmer}}{A_{V,Lkut}} \quad (3.11)$$

$$CSRC = \frac{A_{V,Lmer}}{A_{V,Pmer}} \quad (3.12)$$

kde: $A_{V,Lmer}$ udává měřenou objemovou aktivitu léze, $A_{V,Lkut}$ udává skutečnou objemovou aktivitu léze, $A_{V,Pmer}$ udává měřenou objemovou aktivitu pozadí.



Obrázek 3.18: Závislost korekčního faktoru HSRC na velikosti objektu pro simulovaná data na obrázku 3.17. Objekty s průměrem větším než 2x FWHM mají korekční faktor rovný jedné [CHE03].

Jelikož údaj o objemové aktivitě léze, objektu i pozadí v praxi většinou chybí, nahrazuje se objemová aktivita průměrným počtem impulzů v pixelu v rekonstruovaných snímcích. Skutečná objemová aktivita ve jmenovateli ve vztahu 3.18 se nahrazuje průměrným počtem impulzů v pixelu získaným z obrazu velkého referenčního objektu, který není ovlivněn omezenou prostorovou rozlišovací schopností SPECT kamery. Jako referenční objekt se používá např. válec o průměru 20 cm naplněný roztokem o známé aktivitě. Podobné referenční objekty se používají i pro studené léze [GEW00].

Označíme-li $N_{T,hot}$ průměrný počet impulzů v pixelu horké léze, $N_{T,cold}$ průměrný počet v pixelu studené léze a N_p průměrný počet impulzů v pixelu referenčního objektu, můžeme vztahy 3.11 a 3.12 vyjádřit následovně [GEW00]:

$$HSRC = \frac{N_{T,hot}}{N_p} \quad (3.13)$$

$$CSRC = \frac{N_{T,cold}}{N_p} \quad (3.14)$$

Ze vztahů 3.13 a 3.14 získáme vztah mezi HSRC a CSRC [KES84]:

$$HSRC + CSRC = 1 \quad (3.15)$$

Kontrast obrazu C_{obr} definujeme [GEW00]:

$$C_{obr} = \frac{N_T - N_P}{N_P} \quad (3.16)$$

kde N_T je průměrný počet impulzů v pixelu horké nebo studené léze. V literatuře lze nalézt i jiné definice kontrastu obrazu. Kontrast objektu vyjádřen v objemových aktivitách léze a pozadí je analogií rovnice 3.16.

Poměr kontrastu obrazu C_{obr} a kontrastu objektu C_{obj} nazýváme CRC (z angl. contrast recovery coefficient):

$$CRC = \frac{C_{obr}}{C_{obj}} \quad (3.17)$$

Pro lineární systém s konstantním prostorovým rozlišením a pro lézi dané velikosti a tvaru platí, že poměr kontrastu obrazu a kontrastu objektu zůstává konstantní a nezávislý na kontrastu objektu [GEW00].

Pro studenou lézi, kdy se kontrast objektu rovná -1 platí [GEW00]:

$$CRC = -C_{obr,cold} = \frac{-N_{T,cold}}{N_P} + 1 \quad (3.18)$$

Kombinací vztahů 3.12, 3.15 a 3.18 dostaneme:

$$CRC = HSRC \quad (3.19)$$

Pro horkou lézi obklopenou aktivním pozadím platí [KES84]:

$$N_{T,obr} = N_{T,obj} \cdot HSRC + N_P \cdot CSRC \quad (3.20)$$

kde: $N_{T,obj}$ je skutečný počet impulzů léze.

Dosažením CSRC ze vztahu 3.14 do vztahu 3.20 dostaneme:

$$N_{T,obj} = \frac{N_{T,obr} - N_P}{HSRC} + N_P \quad (3.21)$$

Metoda korekce PVE založená na měření na fyzikálních fantomech předpokládá znalost tvaru a velikosti objektu, tedy parametrů, na kterých je korekční faktor RC závislý. Při klinických studiích se velikost objektu obvykle určuje z CT nebo MR snímků [CHE03], [ZAI06]. Metoda je použitelná pouze pro jednoduché geometrické tvary, případně pro studie, kde lze využít fyzikální fantom (například fantom srdce [BLA96] nebo mozku [SOS93]).

3.3.4 Odezva systému kolimátor-detektor

Odezva systému kolimátor-detektor (CDR, z angl. collimator-detector response) SPECT kamery s paralelním kolimátorem je funkce, která popisuje obraz bodového zdroje v závislosti na vzdálenosti zdroje od kolimátoru [DEP08].

Funkce CDR se skládá z následujících složek:

- vnitřní odezva detektoru,
- geometrická odezva kolimátoru,
- proniknutí záření gama septy kolimátoru,
- rozptyl záření gama na septech kolimátoru.

Funkce odezvy systému kolimátor-detektor (CDRF) $d(\vec{x}, \vec{r})$, popisuje pravděpodobnost, s jakou je foton emitovaný z místa \vec{r} bude po průchodu otvorem kolimátoru detekován v rovině detektoru \vec{x} a lze ji vyjádřit následovně [ZAI06]:

$$d(\vec{x}, \vec{r}) = \iint i(\vec{x}, \vec{x}') (g(\vec{x}, \vec{r}') + p(\vec{x}, \vec{r}') + s(\vec{x}, \vec{r}')) d\vec{x}' \quad (3.22)$$

kde:

$i(\vec{x}, \vec{x}')$ je funkce vnitřní odezvy detektoru, $g(\vec{x}, \vec{r}')$ vyjadřuje geometrickou odezvu kolimátoru, $p(\vec{x}, \vec{r}')$ průnik záření gama septy kolimátoru a $s(\vec{x}, \vec{r}')$ rozptyl záření na septech kolimátoru.

Přepokládejme, že CDRF je polohově invariantní v rovině čela kolimátoru a tedy i funkce vnitřní odezvy detektoru (IRF) je polohově invariantní v rovině detektoru. Pak můžeme vztah 3.29 přepsat následovně:

$$d(\vec{x}; D) = i(\vec{x}) \otimes (g(\vec{x}; D) + p(\vec{x}; D) + s(\vec{x}; D)) \quad (3.23)$$

kde D je vzdálenost roviny detektoru od roviny s radioaktivním zdrojem.

3.3.4.1 Vnitřní odezva detektoru

Vnitřní odezva detektoru (IRF, z angl. intrinsic response function) zahrnuje dva faktory: nejistotou určení místa absorpce a rozptyl záření gama v krystalu. Rozptyl záření gama v krystalu je pro nízké energie relativně malý. Výraznější je u radionuklidů s vyšší energií jako je např. ^{111}In . Nejistota určení místa absorpce záření gama v krystalu je dána šumem signálu fotonásobičů, nestejným scintilačním výtěžkem krystalu, nestejným sběrem scintilačních fotonů na fotonásobičích a metodou určení polohy scintilace. Integrál funkce IRF udává účinnost s jakou krystal detekuje fotony a závisí na energii primárního fotonu, použitého energetického okna, tloušťce a materiálu krystalu. Vnitřní polohové rozlišení popisujeme pomocí FWHM (IRF) a u moderních kamer SPECT dosahuje hodnot menších než 4 mm [ZAI06].

3.3.4.2 Geometrická odezva kolimátoru

Geometrická odezva kolimátoru (GRF, z angl. geometric response function) udává jaká část fotonů záření gama projde kolimátorem bez interakce se septy nebo proniknutím septy kolimátoru. Obecně lze říci, že funkce geometrické odezvy udává geometrickou účinnost kolimátoru. Ze všech funkcí popisujících odezvu kolimátoru lze funkci geometrické odezvy (GRF) nejlépe řešit teoreticky, neboť GRF závisí na geometrii otvorů kolimátoru. Pro kolimátor s paralelními otvory platí, že Fourierova transformace GRF souvisí s Fourierovou transformací funkce apertury popisující otvory kolimátoru [ZAI06]:

$$G(v; D) = \varepsilon \left| \frac{A\left(\frac{D+L+B}{L}v\right)}{A(0)} \right|^2 \quad (3.24)$$

kde:

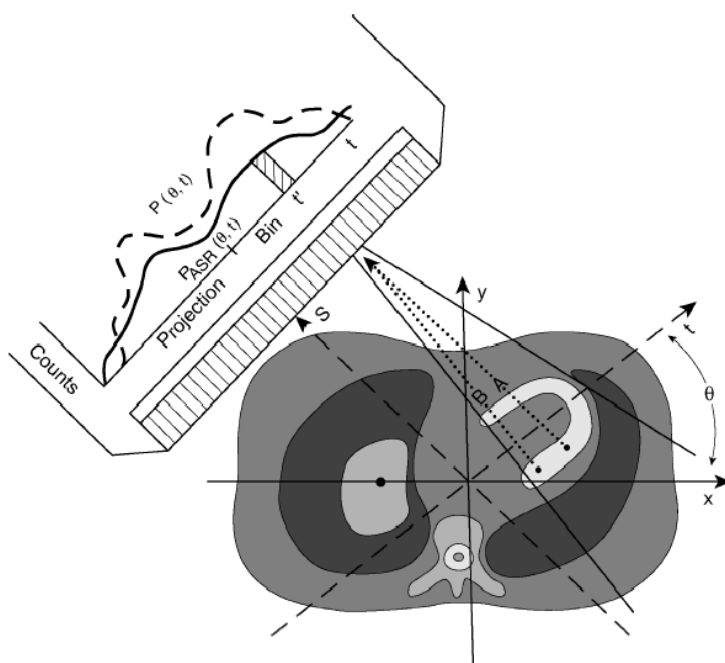
$G(v; D)$ je 2D Fourierova transformace GRF bodového zdroje ve vzdálenosti D od čela kolimátoru, $A(v)$ je Fourierova transformace funkce apertury, L je tloušťka kolimátoru, B je vzdálenost od zadní stěny kolimátoru k rovině detektoru, ε je účinnost kolimátoru, v je prostorová frekvence.

Z rovnice 3.31 vyplývá, že se vzdáleností D se mění velikost, ale ne tvar GRF. Další teoretický popis GRF paralelního kolimátoru pro nízké energie (LEHR) s kruhovými otvory lze nalézt např. v [MET80].

3.3.4.3 Průnik záření septy kolimátoru a rozptyl záření na septech kolimátoru

Funkce odezvy průniku záření septy kolimátoru (SPRF, z angl. septal penetration response function) popisuje příspěvek záření gama, které pronikne septy kolimátoru k celkové odezvě kolimátoru. Pro víceotvorové kolimátory funkci SPRF neumíme analyticky vyjádřit, lze ji však simulovat metodou Monte Carlo [FRE02], [VRI90]. Funkce odezvy rozptylu záření gama na septech (SSRF, z angl. septal scatter response function) popisuje záření gama, které se rozptýlí na septech kolimátoru a je následně detekováno v nastaveném energetickém okně. Analytické vyjádření SSRF je ještě obtížnější než v případě SPRF, podobně jako SPRF ji však lze studovat pomocí simulací metodou Monte Carlo [ZAI06].

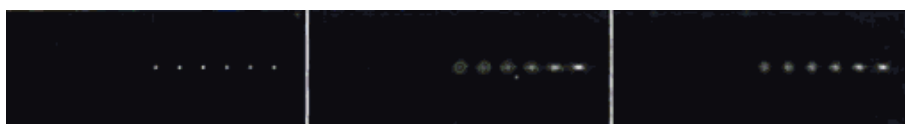
Oba výše popsané jevy – průnik záření septy kolimátoru a jeho rozptyl na septech je důležité brát v úvahu při použití radionuklidů s vyšší energií fotonů, např. ^{67}Ga (93, 185 a 300 keV), ^{111}In (171 a 245 keV) nebo ^{131}I (365 keV). Pro nízké energie (např. $^{99\text{m}}\text{Tc}$) lze vliv proniknutí záření gama septy kolimátoru a jeho rozptyl na septech kolimátoru zanedbat.



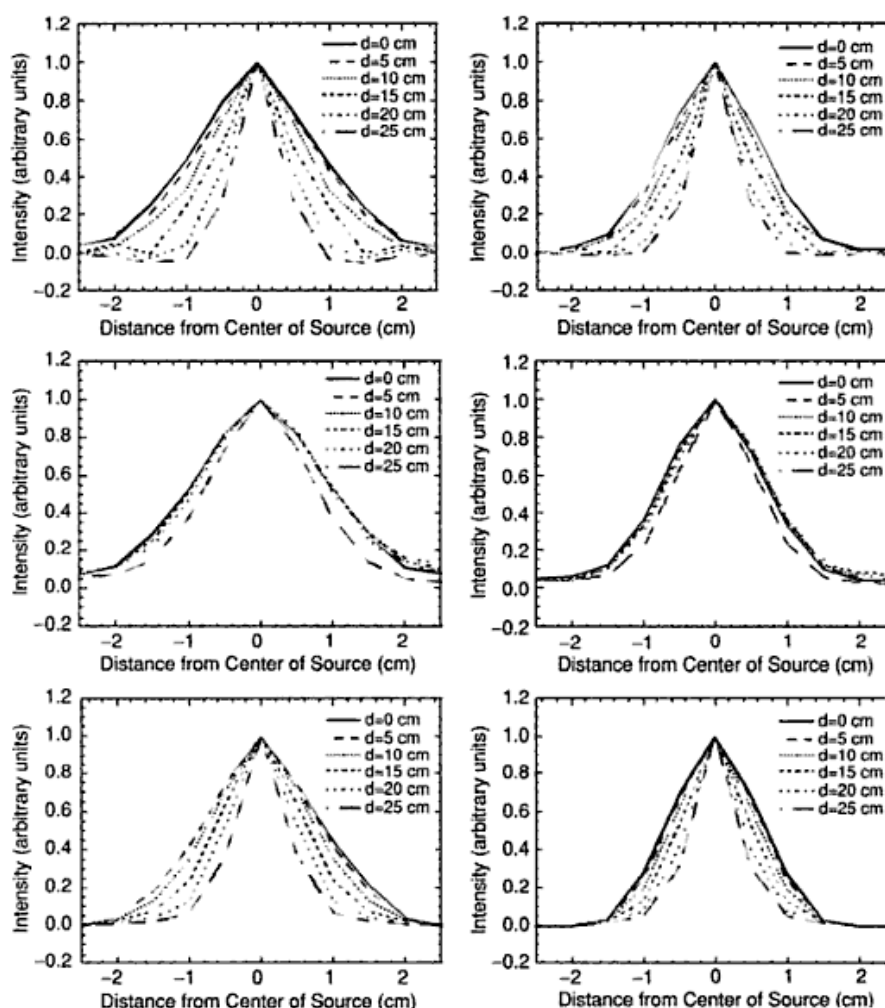
Obrázek 3.19: Ilustrace vlivu CDR na scintigrafický obraz. Foton A, který je emitován ve směru osy otvoru kolimátoru i foton B, jehož dráha svírá s osou otvoru malý úhel, projdou stejným otvorem kolimátoru a jsou detekovány. Se zvětšující se vzdáleností zdroje záření od kolimátoru se zvětšuje úhel ze kterého fotony projdou jedním otvorem [KIN04].

Vliv GRF na kvalitu scintigrafického zobrazení je znázorněn na obrázku 3.19. Foton A emitovaný ve směru kolmém k rovině detektoru projde otvorem kolimátoru a je detekován. Foton B je rovněž detekován, přestože je emitován z jiného místa v myokardu v malém úhlu vůči ose s . Detekce fotonu B způsobí zkreslení skutečného profilu (přerušovaná čára) závislosti počtu impulzů na místě detekce. Měřený profil je na obrázku znázorněn plnou čarou. Dále je z obrázku patrné jak se s rostoucí vzdáleností zdroje od kolimátoru zvětšuje úhel, ze kterého se emitované fotony detekují v místě t' .

Jak bylo uvedeno výše, GRF (a tedy i CDRF) závisí na vzdálenosti zdroje od kolimátoru. Vliv CDRF (a její závislosti na vzdálenosti zdroje od kolimátoru) na rozlišení scintigrafického obrazu je znázorněn na obr. 3.20. Na obrázku je pro zjednodušení zanedbán vliv SPRF a SSRF. Na levé straně je fantom se 6 bodovými zdroji umístěnými 5 cm od sebe. Snímky uprostřed a vpravo jsou rekonstruované filtrovanou zpětnou projekcí bez korekce CDRF z projekcí snímaných kolimátorem LEGP (snímek uprostřed) a LEHR (snímek vpravo).



Obrázek 3.20: Vliv GRF na rozlišení SPECT při zanedbání SPRF a SSRF. Simulace bodových zdrojů (vlevo) po rekonstrukci FBP bez korekce CDRF při použití kolimátoru LEGP (uprostřed) a LEHR (vpravo) [ZAI06].



Obrázek 3.21: Profily v tangenciálním (nahore), radiálním (uprostřed) a axiálním (dole) směru pro rekonstruované bodové zdroje z obrázku 3.20. Vlevo jsou uvedené profily pro kolimátor LEGP a vpravo pro LEHR [ZAI06].

Profily rekonstruovaných bodových zdrojů jsou uvedeny na obrázku 3.21. Na obrázku jsou profily rekonstruovaných bodových zdrojů nasnímaných kolimátorem LEGP (vlevo) a LEHR (vpravo). V horní řadě obrázku jsou uvedeny profily v tangenciálním směru, v prostřední řadě profily v radiálním směru a v dolní řadě v axiálním směru. Písmenem d je označena vzdálenost od centra rotace k danému bodu. Profil pro každý bod je normalizován na stejné maximum počtu impulzů [ZAI06]. Z obrázku 3.21 je patrné, že rozlišení v tangenciálním a axiálním směru se zlepšuje se zmenšující se vzdáleností zdroje od kolimátoru, zatímco rozlišení v radiálním směru zůstává relativně konstantní.

3.3.4.4 Korekce odezvy systému kolimátor-detektor

Ke korekci CDR lze použít analytické nebo iterativní metody.

Analytické metody CDRF lze rozdělit do dvou skupin: první skupinu tvoří metody předpokládající prostorově invariantní CDRF a druhou skupinu tvoří metody založené na modelování CDRF v závislosti na vzdálenosti zdroje od kolimátoru. Metody předpokládající prostorově invariantní CDRF jsou známy jako inverzní rekonstrukční filtry (restoration filter).

Pro SPECT se v běžné praxi používají inverzní Metzův a Wienerův rekonstrukční filtr [KIN83], [KIN84].

Metzův filtr má tvar:

$$M(\vec{v}) = CDRF^{-1}(\vec{v})[1 - (1 - (\vec{v})^2)^n] \quad (3.25)$$

kde $n > 1$ je řád filtru a výraz v hranatých závorkách se chová jako nízkofrekvenční filtr. Pro nízký řád filtru n je výraz v hranatých závorkách dominantní, zatímco pro vyšší řád filtru se Metzův filtr chová jako inverzní filtr.

Wienerův filtr má tvar:

$$W(\vec{v}) = CDRF^{-1}(\vec{v}) \left[\frac{CDRF(\vec{v})^2}{CDRF(\vec{v})^2 + \frac{N(\vec{v})}{O(\vec{v})}} \right] \quad (3.26)$$

kde: $N(\vec{v})$ je spektrum šumu a $O(\vec{v})$ spektrum neporušeného obrazu (objektu).

Výraz v hranatých závorkách ve vztahu 3.26 představuje nízkofrekvenční filtr, který závisí na spektru šumu a spektru neporušeného obrazu (který se paradoxně snažíme získat). Problém Wienerova filtru je odhad spektra šumu a neporušeného obrazu. Jednou z možností je předpoklad konstantního šumu v celém obrázku. Spektrum neporušeného obrazu je pak možné odhadnout z měřeného obrazu a aproximace CDRF [KIN88]. Teoretický popis způsobů aproximace CDRF přesahuje rámec předkládané práce a jsou uvedeny např. v publikacích [EDH86], [KOH98].

Mezi metody kompenzace CDRF v iterativní rekonstrukci patří např. modelování závislosti CDRF na vzdálenosti zdroje od kolimátoru detailně popsané v [TSU88]. V podstatě jde o teoretickou „předpověď“ geometrické odezvy kolimátoru s kruhovými otvory. Efekty jako průnik fotonů septy kolimátoru a jejich rozptyl na septech kolimátoru nejsou brány do úvahy. Tyto aproximace docela dobře fungují i pro kolimátory s hexagonálními otvory a pro radionuklidy o nízkých energiích (např. ^{99m}Tc). Popis dalších metod kompenzace CDRF v iterativní rekonstrukci přesahují vytyčený cíl práce a lze je nalézt např. v [ZAI06], [DEP08].

Experimentální část

Kapitola 4: Metody

Tato kapitola uvádí podrobný popis metod, které byly zvoleny k dosažení cílů uvedených v kapitole 2. Nejprve je uveden popis scintilační kamery, na které byly všechny experimenty provedeny včetně popisu fyzikálních korekcí na zeslabení a rozptyl. V další části kapitoly jsou popsány metodiky měření fantomových a klinických studií.

U fantomových studií byly použity 3 NEMA fantomy – tříčárový fantom, Jaszczakův fantom a fyzikální fantom srdce. Ke zjištění vlastností rekonstrukce s korekcí prostorové rozlišovací schopnosti kolimátoru (označeno IR-RR) byly výsledky měření porovnány s výsledky iterativní rekonstrukce OSEM (ozn. IR). Následně byla vybraná měření s IR-RR provedena i s rekonstrukcí FBP (stále běžně využívanou v klinické praxi).

Pacienti v klinické studii byli rozděleni do dvou skupin. Ve skupině pacientů A byla doba akvizice projekcí nastavena na hodnotu obvyklou v klinické praxi a projekce byly rekonstruovány FBP a IR-RR. U pacientů skupiny B byla provedena dvě snímání. Bezprostředně po vyšetření s obvyklou dobou akvizice projekcí jako u skupiny A bylo provedeno druhé vyšetření s poloviční akviziční dobou. Studie s obvyklou dobou akvizice byly rekonstruovány FBP. Studie s poloviční akviziční dobou byly rekonstruovány IR-RR. U všech vyšetření byly vyhodnoceny funkční parametry levé komory srdeční.

4.1 Záznam a zpracování obrazů

4.1.1 Scintilační kamera SPECT/CT

Všechna měření byla provedena pomocí SPECT/CT kamery Infinia/HawkeyeTM (viz obrázek 4.1) výrobce GE Healthcare. Tato kamera je v ÚNM VFN a I.LF v Praze využívána především pro scintigrafii perfuze myokardu. Infinia/HawkeyeTM je dvoudetektorová kamera s NaI(Tl) scintilačními krystaly o tloušťce 9,5 mm a zorným polem 54 cm x 40 cm. Zdrojem rentgenového záření v CT systému HawkeyeTM je rentgenka s wolframovým terčíkem, která má následující parametry:

- proud: 140 kV,
- napětí: 2,5 mA,
- počet otáček: 2,6 otáček/min,
- šířka řezu: 10 mm.



Obrázek 4.1: SPECT/CT kamera Infinia/Hawkeye

Korekce na zeslabení

V CT systému HawkeyeTM jsou CT data pro každého pacienta získávána před nebo po akvizici emisního snímku. CT snímky jsou rekonstruovány v akviziční konzoli. Získané CT hodnoty jsou přepočteny na lineární součinitele zeslabení pro danou energii použitého radionuklidu následujícím způsobem [MAN06]:

U měkkých tkání s CT hodnotami menšími než 0 (menší než voda) je energetická závislost podobná vodě.

$$\mu_{tk,keV} = \mu_{voda,keV} + \frac{(\mu_{voda,keV} - \mu_{vzduch,keV}) \cdot CT_{tk}}{1000} \quad (4.1)$$

U tkání s CT hodnotami vyššími než 0 je lineární součinitel zeslabení μ_{tk} brán jako směs lineárních součinitelů kostní tkáně a vody. Hodnoty lineárního součinitele zeslabení jsou vypočteny z měření při efektivní energii rentgenového záření kV_{ef} podle vztahu:

$$\mu_{tk,keV} = \mu_{voda,keV} + \frac{CT(HU) \cdot \mu_{voda,kVef} (\mu_{kost,keV} - \mu_{voda,keV})}{1000 \cdot (\mu_{kost,kVef} - \mu_{voda,kVef})} \quad (4.2)$$

Korekce na zeslabení je součástí iterativní rekonstrukce OSEM. Faktory zeslabení (ACF, z angl. attenuation correction factors) jsou aplikovány během projekce. Pro každou nastavenou energii i a pro každý rekonstruovaný voxel jsou faktory zeslabení ACF dány vztahem:

$$ACF_i = e^{\int \mu_i(\lambda) d\lambda} \quad (4.3)$$

kde μ_i je lineární součinitel zeslabení pro danou energii i a integrál se odvozuje od daného voxelu k pixelu projekce.

Pro radionuklidy emitující záření gama o více energiích se vypočte vážený faktor zeslabení (ACF_w), jako:

$$ACF_w = \sum W_i \cdot ACF_i \quad (4.4)$$

kde W_i je váha pro danou energii i a zároveň platí $\sum W_i = 1$.

Váhy W_i odpovídají části záření gama o dané energii i v nasnímaných datech. V CT systému HawkeyeTM je pro jednotlivé radionuklidy, emitující záření gama o více energiích, implementována speciální kalibrace pro stanovení váhových koeficientů, která závisí na typu kolimátoru a tloušťce krystalu [MAN06].

Korekce na rozptyl

CT systém HawkeyeTM používá metodu dvou energetických oken (DEW, z angl. dual energy window - viz kapitola 3.3.2.2). Energetické okno píku úplné absorpce a „rozptylové okno“ (SW, z angl. scatter window) je pro jednotlivé radionuklidy nastaveno následujícím způsobem:

- ^{99m}Tc: 140 keV±10%, SW: 120 keV±5%,
- ¹¹¹In: 171 keV±10% a 245 keV±10% SW: 140 keV±9%,
- ¹³¹I: 364 keV±10%, SW: 297 keV±10%

Metoda dvou energetických oken spočívá v odečítání jistého k -násobku počtu impulzů v pixelu i obrazu I_2 zaznamenaného v rozptylovém okně, od počtu impulzů v pixelu i obrazu I_1 nasnímaném v energetickém okně náležejícím píku úplné absorpce. Počet nerozptýlených fotonů U je tedy:

$$U(i) = I_1(i) - k \cdot I_2(i) \quad (4.5)$$

Váhové faktory k (scatter weight) jsou nastaveny výrobcem pouze pro radionuklidy, u kterých se předpokládá získání snímků s dostatečným počtem impulzů a nabývají hodnot [MAN06]:

- ^{99m}Tc: 1,1;
- ²⁰¹Tl: 1,4;
- ⁶⁷Ga: 1,0.

U ostatních radionuklidů se automaticky počítá váhový faktor 1. Znamená to, že se od projekcí v energetickém okně píku úplné absorpce odečtou přímo projekce získané v rozptylovém okně bez další úpravy (např. pro ¹¹¹In a ¹³¹I).

4.1.2 Korekce prostorové rozlišovací schopnosti kolimátoru

Pro SPECT/CT kameru Infinia/HawkeyeTM je k dispozici korekce prostorové rozlišovací schopnosti kolimátoru (RR) označená pod názvem Evolution. Algoritmus Evolution byl vyvinut na pracovišti University of North Carolina at Chapel Hill a Johns Hopkins University, Baltimore, USA) a optimalizován GE Healthcare pro pracovní stanici XelerisTM. Rekonstrukce Evolution je 3D model funkce odezvy systému kolimátor-detektor (CDR), který zahrnuje dvě složky (funkce vnitřní odezvy detektoru a geometrické odezvy kolimátoru).

Pro každou kombinaci SPECT kamery firmy GE Healthcare, radiofarmaka a částečně i akvizičního protokolu, určuje funkce CDR s jakou pravděpodobností bude foton emitovaný z určitého bodu zobrazovaného objektu detekován v určitém pixelu výsledného obrazu.

Využití RR v iterativní rekonstrukci vyžaduje následující informace:

- parametry kolimátoru: průměr a délka otvoru kolimátoru, tloušťka septa,
- parametry detektoru: vnitřní rozlišovací schopnost detektoru, tloušťka scintilačního krystalu, vzdálenost kolimátoru od detektoru,
- akviziční parametry: pro každou projekci vzdálenost centra rotace od plochy kolimátoru.

Požadované informace týkající se parametrů kolimátoru a detektoru jsou pro jednotlivé typy kolimátoru uloženy v paměti pracovní stanice a příslušných klinických aplikačních programů. Akviziční parametry jsou získávány přímo z projekčních dat [DEP08].

K vyhlazení rekonstruovaných snímků a potlačení „horkých“ oblastí, které vzniknou ve snímaných projekcích v důsledku zesílení šumu při rekonstrukci, je použit algoritmus MAP maximalizující a posteriori pravděpodobnost odhadu příslušné hodnoty snímku [BRU02].

Firma GE Healthcare rozlišuje RR pro SPECT kostí (rekonstrukční program Evolution for Bone) a RR pro SPECT perfuze myokardu (rekonstrukční program Evolution for Cardiac). Oba rekonstrukční programy se liší počtem iterací a výběrů projekcí (angl. subset^{*}). V předkládané práci je jako iterativní rekonstrukce s RR (v předkládané práci označena IR-RR) použita pouze rekonstrukce Evolution for Cardiac.

^{*} slovo subset nemá český ekvivalent, v práci je tedy dále používán pojem výběr projekcí.

4.2 Fantomové studie

4.2.1 Tříčárový fantom NEMA

Ke studiu vlivu rekonstrukce IR-RR na prostorovou rozlišovací schopnost byl použit tříčárový fantom NEMA (NEMA SPECT Triple Line Source PhantomTM). Jedná se o plastový válec o výšce 20 cm a vnitřním průměru 20 cm. Uvnitř fantomu jsou 3 plnitelné trubičky o vnitřním průměru 1 mm (viz obrázek 4.2). Jedna trubička je umístěna v ose fantomu, další dvě trubičky jsou umístěny ve vzdálenosti 7,5 cm od osy fantomu. Fantom lze naplnit vodou pro simulaci rozptylujícího prostředí, případně aktivním roztokem.



Obrázek 4.2: Tříčárový fantom NEMA [WWW03]

Čárové zdroje fantomu byly naplněny roztokem ^{99m}Tc (670 MBq/ml) a nasnímány tři SPECT studie. U první studie nebyl fantom naplněn vodou, prostorová rozlišovací schopnost byla měřena ve vzduchu. U dalších dvou SPECT studií byl fantom naplněn vodou a prostorová rozlišovací schopnost stanovena v rozptylujícím prostředí.

Všechny tři SPECT studie byly nasnímány s následujícími akvizičními parametry, matice 128x128, zoom 2 (velikost pixelu 2,21 mm), 120 projekcí s krokem 3° . Energetické okno píku úplné absorpce ^{99m}Tc bylo symetricky nastaveno na $140 \text{ keV} \pm 10\%$. Poloměr kruhové dráhy byl nastaven na 15 cm. První dvě studie byly snímány s časem 40s na jednu projekci, třetí studie byla nasníмана s polovičním časem na projekci, tedy 20s (viz tabulka 4.1).

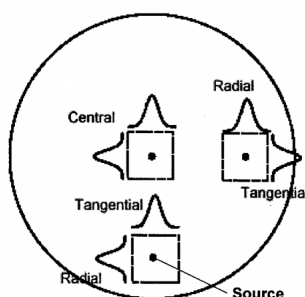
Tabulka 4.1: Parametry studií pro testování prostorové rozlišovací schopnosti.

STUDIE	PROSTŘEDÍ	ČAS NA PROJEKCI
S1	VZDUCH	40s
S2	VODA	40s
S3	VODA	20s

Nasnímané studie S1, S2 a S3 byly rekonstruovány následujícím způsobem:

- iterativní rekonstrukcí OSEM (označeno jako IR) - 2 iterace, 10 výběrů projekcí
- rekonstrukcí s korekcí prostorové rozlišovací schopnosti kolimátoru (ozn. IR-RR) - 12 iterací, 10 výběrů projekcí.

Počet iterací a výběrů projekcí u rekonstrukce IR byl nastaven podle klinické praxe a u rekonstrukce IR-RR podle publikace [ALI09]. U všech studií nebyl použit žádný post-rekonstrukční filtr ani korekce na zeslabení či rozptyl (označeno IR (NC) a IR-RR (NC), NC - z angl. no correction).

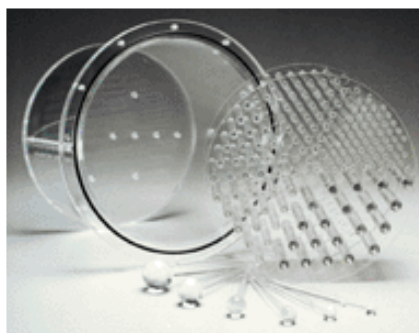


Obrázek 4.3: Schéma vyhodnocení centrální, radiální a tangenciální prostorové rozlišovací schopnosti tříčárového NEMA fantomu [NEM01].

V rekonstruovaných řezech tříčárového fantomu NEMA byly zvoleny 3 vrstvy o šířce cca 1 cm vzdálené od sebe cca 5 cm přibližně ve středu čárových zdrojů. V každé vrstvě se z jednotlivých profilů čárových zdrojů vyhodnotila v ose x a v ose y prostorová rozlišovací schopnost v polovině (FWHM) a v desetíně (FWTM) maxima čárového profilu. Dle doporučení NEMA [NEM01] byly vypočteny hodnoty centrálního, radiálního a tangenciálního prostorového rozlišení (viz obrázek 4.3). Ze 6-ti hodnot byl vypočten aritmetický průměr a směrodatná odchylka. Zjištěné hodnoty centrálního, radiálního a tangenciálního prostorového rozlišení pro obě rekonstrukce a dvě různá prostředí jsou uvedeny v odstavci 5.1.1.

4.2.2 Jaszczakův fantom

Ke stanovení vlivu rekonstrukce IR-RR na vizuální kvalitu obrazu a kvantifikaci SPECT studií byl použit Jaszczakův fantom s plnitelnými dutými koulemi (obrázek 4.4). Jaszczakův fantom je dutý plastový válec s vnitřním průměrem 21.6 cm a výšce 18.6 cm. Plnitelé duté koule lze použít k simulaci studených lézí (aktivita léze je menší než aktivita pozadí) nebo horkých lézí (aktivita léze je větší než aktivita pozadí). K experimentům byly použity duté koule o průměru: 9,5 mm, 12,7 mm, 15,9 mm, 19,1 mm, 25,4 mm a 31,8 mm.



Obrázek 4.4: Jaszczakův fantom [WWW03]

S Jaszczakovým fantomem byly nasnímány tři SPECT/CT studie (viz tabulka 4.2):

- koule byly naplněny vodou a zbývající část fantomu naplněna roztokem ^{99m}Tc (studie označena 0A);
- koule byly naplněny roztokem ^{99m}Tc ; poměr objemové aktivity koulí a pozadí byl 0,28 (0,3A);
- koule byly naplněny roztokem ^{99m}Tc , poměr objemové aktivity koulí a pozadí byl 0,58 (0,6A).

Použité objemové aktivity pozadí (A_p) a koulí (A_k) pro jednotlivé studie jsou uvedeny v tabulce 4.2. Studie 0A simuluje myokard se 100% defektem*. Každá SPECT/CT studie (0A, 0,3A a 0,6A) byla snímána 4x bezprostředně za sebou.

Tabulka 4.2: Objemové aktivity v oblasti pozadí a koulí pro jednotlivé studie s Jaszczakovým fantomem.

STUDIE	A_p [kBq/ml]	A_k [kBq/ml]
0A	141,0	0,0
0,3A	145,3	40,3
0,6A	138,5	79,7

Všechny tři SPECT/CT studie (0A; 0,3A a 0,6A) byly nasnímány s těmito akvizičními parametry: postavení detektorů 90° (tzv. L mód), matice 128×128 , zoom 1,33 (velikost pixelu 3,32 mm), 60 projekcí s krokem 3° , laterální vzdálenost detektorů od osy rotace 20 cm. Energetická okna byla symetricky nastavena následovně - pík úplné absorpce ^{99m}Tc na $140 \text{ keV} \pm 10\%$ a rozptylové okno $120 \text{ keV} \pm 5\%$. Doba snímání byla volena vždy tak, aby na každou projekci bylo nasnímano cca 690 000 impulzů.

* defekt = oblast stěny levé komory se sníženou akumulací radiofarmaka proti okolnímu normálnímu myokardu. [Kupka a kol, 2007]

Parametry CT snímání byly tyto: 140 kV, 2,5 mA, tloušťka řezu 10 mm, matice 256x256. CT snímky byly rekonstruovány filtrovanou zpětnou projekcí a zpracovány Hannovým filtrem s parametrem 1,0.

Nasnímané SPECT/CT studie byly rekonstruovány následujícím způsobem:

- iterativní rekonstrukcí OSEM (označeno IR) - 2 iterace, 10 výběrů projekcí,
- rekonstrukcí s korekcí prostorové rozlišovací schopnosti kolimátoru (ozn. IR-RR) - 12 iterací, 10 výběru projekcí.

Počet iterací a výběrů projekcí u rekonstrukce IR byl volen podle klinické praxe a u rekonstrukce IR-RR podle publikace [ALI09].

Studie rekonstruované IR i IR-RR byly filtrovány post-rekonstrukčním filtrem Butterworth s mezní frekvencí 0,4 [cykl/cm] a řádem 10 a provedeny:

- bez korekce na zeslabení i rozptyl – označeno IR (NC) a IR-RR (NC),
- s korekcí pouze na zeslabení – IR (AC) a IR-RR (AC),
- s korekcí na zeslabení i rozptyl – IR (ACSC) a IR-RR (ACSC).

4.2.2.1 Kontrast objektu

Ve studiích 0A, 0,3A a 0,6A byl kontrast jednotlivých koulí K_{ki} stanoven následujícím postupem.

Kontrast jednotlivých koulí K_{ki} byl vypočten podle vztahu:

$$K_{ki} = \frac{N_p - N_{ki}}{N_p} \quad (4.6)$$

kde:

N_p je průměrný počet impulzů na 1 pixel v oblasti pozadí,

N_{ki} je průměrný počet impulzů na 1 pixel v oblasti koule o průměru i .

Směrodatná odchylka kontrastu jednotlivých koulí SD_{ki} byla stanovena podle vztahu [CHE03]:

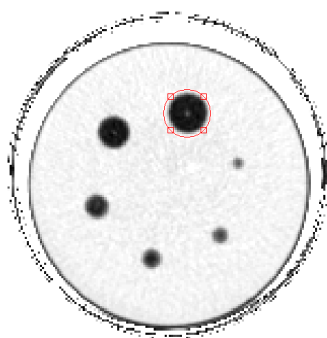
$$SD_{ki} = K_{ki} \cdot \left(\frac{SD_{Np}}{N_p} + \frac{SD_{Nki}}{N_{ki}} \right) \quad (4.7)$$

kde:

SD_{Np} je směrodatná odchylka průměrného počtu impulzů na 1 pixel v oblasti pozadí,

SD_{Nki} je směrodatná odchylka průměrného počtu impulzů na 1 pixel v oblasti koule o průměru i .

Měření četností impulzů, jejich průměrných hodnot a rozptylu bylo provedeno v programu MATLAB (The MathWorks, Inc., USA, verze 7.1) pomocí aplikačních skriptů vytvořených na pracovišti ÚNM. Z příslušné sady CT snímků byl zvolen referenční snímek, ve kterém byly předvoleny oblasti zájmu (ROI z angl. region of interest) jednotlivých koulí a obrys fantomu (viz obrázek 4.5). Polohu i rozměr těchto ROI bylo možné manuálně upravit. Takto vyznačené a upravené ROI všech koulí a obrysu fantomu byly automaticky přeneseny do emisního snímku, ve kterém byl vypočten průměrný počet impulzů na 1 pixel (N_{ki}) a jeho směrodatná odchylka ($SD_{N_{ki}}$) v oblasti koule o průměru i . Od ROI obrysu fantomu byly odečteny ROI všech koulí. V takto upravené ROI obrysu fantomu byl vypočten průměrný počet impulzů na 1 pixel pro pozadí (N_p) včetně směrodatné odchylky (SD_{N_p}).



Obrázek 4.5: Referenční CT snímek fantomu s vyznačenou oblastí zájmu (ROI) koule o největším průměru.

Ke kvantifikaci snímků (relativní i absolutní) byly použity menší ROI automaticky odvozené z ručně volených ROI. Průměr zmenšených oblastí činil 75% průměru původních ROI přesně kopírujících obraz koulí na CT. Počet impulzů ve zmenšených ROI (N_{kmi}) je jednoduše korigován na efekt částečného objemu [HUT98]. Hodnoty kontrastu koulí ve studiích 0A, 0,3A a 0,6A jsou uvedeny v odstavci 5.1.2.1.

4.2.2.2 Relativní kvantifikace

Ve studiích 0A, 0,3A a 0,6A byla relativní kvantifikace provedena výpočtem poměru počtu impulzů jednotlivých koulí ve zmenšené oblasti (N_{kmi}) a počtu impulzů pozadí (N_p):

$$P_i = \frac{N_{kmi}}{N_p} \quad (4.8)$$

N_p je průměrný počet impulzů na 1 pixel v oblasti pozadí,

N_{kmi} je průměrný počet impulzů na 1 pixel ve zmenšené oblasti koule o průměru i .

Směrodatná odchylka poměru P_i (SD_{pi}) byla stanovena podle vztahu [CHE03]:

$$SD_{pi} = P_i \cdot \left(\frac{SD_{Np}}{N_p} + \frac{SD_{Nkmi}}{N_{kmi}} \right) \quad (4.9)$$

kde:

SD_{Np} je směrodatná odchylka průměrného počtu impulzů na 1 pixel v oblasti pozadí,

SD_{Nkmi} je směrodatná odchylka průměrného počtu impulzů na 1 pixel ve zmenšené oblasti koule i .

Postup měření počtu impulzů na 1 pixel pozadí N_p a koule a N_{kmi} je popsán v odstavci 4.2.2.1. Ze 4 za sebou nasnímaných studií byl vypočten aritmetický průměr a stanovena směrodatná odchylka. Výsledky relativního poměru N_{kmi}/N_p v závislosti na průměru koule, typu rekonstrukce a použité korekci jsou uvedeny v odstavci 5.1.2.2.

4.2.2.3 Absolutní kvantifikace

Citlivost SPECT kamery

Pro absolutní kvantifikaci studií je třeba znát citlivost SPECT kamery. K hodnocení kvality jednotlivých korekcí obrazu (korekce na zeslabení, rozptyl atd.) byla zvolena planární citlivost (podobně jako v práci [WIL08]). Citlivost SPECT kamery s daným kolimátorem (C) je definována jako četnost impulzů (I) měřená SPECT kamerou nad plošným zdrojem záření ^{99m}Tc vztažená na jednotku aktivity zdroje (A). Citlivost SPECT kamer se vyjadřuje v jednotkách $[\text{imp.s}^{-1}\text{MBq}^{-1}]$.

Měření citlivosti vycházelo z metodiky uvedené v doporučení SÚJB [SUJ99] a v mezinárodní normě NEMA [NEM01]. Petriho miska o průměru cca 10 cm byla naplněna roztokem ^{99m}Tc , jehož aktivita byla stanovena v ČMI ověřeném měřiči aktivity Bqmetr 3. Tloušťka kapaliny nepřesáhla 3 mm. Miska s roztokem byla postupně 5x položena přímo na kolimátor ve středu zorného pole detektoru. Četnost impulzů nepřesáhla 2000 imp.s^{-1} .

Citlivost byla měřena pro kolimátor s vysokým rozlišením (LEHR) a pro oba detektory SPECT kamery s těmito akvizičními parametry: matice 256×256 , energetické okno symetricky nastaveno na pík ^{99m}Tc $140 \text{ keV} \pm 10\%$, zoom 1,0. Doba snímání 300 s byla volena tak, aby statistická chyba měřeného počtu impulzů byla menší než 1%. Při stejných akvizičních parametrech byl nasnímán i obraz pozadí, tedy bez radioaktivního zdroje v okolí.

K vyhodnocení citlivosti byla v nasnímaném obraze Petriho misky vyznačena oblast zájmu o průměru 12 cm a vycentrována na obraz Petriho misky. Průměr oblasti zájmu přesahující průměr misky byl zvolen proto, aby byly započítány všechny impulzy.

V nasnímaném obraze pozadí v oblasti zájmu o stejném průměru byla stanovena četnost impulzů pozadí, která byla odečtena od četnosti impulzů aktivity v Petriho misce. Naměřená četnost impulzů I byla přepočtena podle přeměnového zákona k času měření na měřiči aktivity. Výsledná citlivost detektoru byla vypočtena jako aritmetický průměr výsledků všech pěti provedených měření. Směrodatná odchylka citlivosti SD_C byla vypočtena podle vztahu [CHE03]:

$$SD_C = C \cdot \left(\frac{SD_A}{A} + \frac{SD_I}{I} \right) \quad (4.10)$$

kde:

SD_A je směrodatná odchylka aktivity A (výpočet podle [CHE03]),

SD_I je směrodatná odchylka četnosti impulzů I (výpočet podle [CHE03]).

Hodnoty citlivosti jsou uvedeny v odstavci 5.1.2.3.

K porovnání se skutečnou objemovou aktivitou koule o průměru i $A_{SKUT,ki}$ v [kBq/vx*] byla u všech studií s Jaszczakovým fantomem (0A, 0,3A a 0,6A) stanovena objemová aktivita koule o průměru i $A_{MER,ki}$ v [kBq/vx] podle vztahu:

$$A_{MER,ki} = \frac{N_{kmi}}{t} \cdot DF \cdot C \quad (4.11)$$

kde:

N_{kmi} je průměrný počet impulzů na 1 pixel ve zmenšené oblasti koule o průměru i ,

t je čas trvání akvizice v [s],

DF je korekce na radioaktivní přeměnu podle přeměnového zákona (decay factor),

C je citlivost SPECT kamery.

Směrodatná odchylka $A_{MER,ki}$ koule o průměru i ($SD_{AMER,ki}$) byla stanovena podle vztahu:

$$SD_{AMER,ki} = A_{MER,ki} \cdot \left(\frac{SD_{N_{kmi}}}{N_{kmi}} + \frac{SD_C}{C} \right) \quad (4.12)$$

kde:

SD_C je směrodatná odchylka citlivosti C (viz vztah 4.10)

Objemová aktivita pozadí $A_{MER,p}$ v [kBq/vx] byla stanovena pouze u studie 0A (simulace myokardu s 100% defektem) podle vztahu:

$$A_{MER,p} = \frac{N_p}{t} \cdot DF \cdot C \quad (4.13)$$

* pod označením vx bude dále v textu označena jednotka voxel, $1vx = 36,6 \text{ mm}^3$ (platí za podmínek snímání uvedených v odstavci 4.2.2 a 4.2.3)

Směrodatná odchylka $A_{MER,p}$ ($SD_{AMER,p}$) byla stanovena podle vztahu:

$$SD_{AMER,p} = A_{MER,p} \cdot \left(\frac{SD_{Np}}{N_p} + \frac{SD_C}{C} \right) \quad (4.14)$$

Skutečná objemová aktivita $A_{SKUT,ki}$ a $A_{SKUT,p}$ v [kBq/vx] byla zjištěna ČMI ověřeným měřičem aktivity typu Bqmetr 3. Výsledky porovnání skutečných objemových aktivit s měřenými v závislosti na typu rekonstrukce a korekce jsou uvedeny v odstavci 5.1.2.3.

4.2.2.4 Simulace studií s delší akviziční dobou

K získání kvalitního scintigrafického snímku je třeba velký počet impulzů a tedy i velmi dlouhého akvizičního času. Aby se takto zdoluhavé studie nemuseli snímat a byl ušetřen čas byla provedena simulace studií s delší akviziční dobou. Simulace byla provedena tak, že se sečetli 2 a více studií s kratší akviziční dobou. V takto vytvořených studiích byl hodnocen kontrast koulí K_{ki} a objemová aktivita koulí $A_{MER,ki}$ a pozadí $A_{MER,p}$ ke zjištění vlivu akviziční doby na tyto parametry.

Pro součet studií byly použity 4 bezprostředně za sebou nasnímané SPECT/CT studie fantomu 0A s časem $T = 30s$ na jednu projekci (viz odstavec 4.2.2). U jednotlivých studií byla provedena korekce na radioaktivní přeměnu podle přeměnového zákona, tak aby počáteční čas studií byl u všech identický. V dalším kroku byly jednotlivé projekce vždy ze 2 různých studií sečteny. Tímto způsobem vzniklo 6 nových simulovaných studií s dvojnásobným časem ($2T = 60s$) na projekci. Dále byly nasnímány 2 SPECT/CT studie s časem $2T = 60s$ na projekci. Ostatní parametry snímání byly shodné s parametry 0A studie s časem $T = 30s$ na projekci uvedené v odstavci 4.2.2.

Simulované studie (s časem snímání $T = 30s$ na projekci) i nasnímané studie (s časem $2T = 60s$ na projekci) byly rekonstruovány následovně:

- iterativní rekonstrukcí OSEM (označeno IR) - 2 iterace, 10 výběrů projekcí,
- rekonstrukcí s korekcí prostorové rozlišovací schopnosti kolimátoru (ozn. IR-RR) - 12 iterací, 10 výběrů projekcí.

Počet iterací a výběrů projekcí u rekonstrukce IR byl zvolen podle klinické praxe a u rekonstrukce IR-RR podle publikace [ALI09].

Obě studie (simulované i nasnímané) byly filtrovány post-rekonstrukčním filtrem Butterworth s mezní frekvencí 0,4 [cykl/cm] a řádem 10 a provedeny:

- bez korekce na zeslabení i rozptyl – označeno IR (NC) a IR-RR (NC),
- s korekcí pouze na zeslabení – IR (AC) a IR-RR (AC),
- s korekcí na zeslabení i rozptyl – IR (ACSC) a IR-RR (ACSC).

U všech studií byl vyhodnocen kontrast K_{ki} (postup viz odstavec 4.2.2.1) a změřena objemová aktivita pozadí $A_{MER,p}$ a jednotlivých koulí $A_{MER,ki}$ (viz odstavec 4.2.2.3). $A_{MER,p}$ a $A_{MER,ki}$ byla porovnána se skutečnou aktivitou $A_{SKUT,p}$ a $A_{SKUT,ki}$. Výsledné hodnoty kontrastu a objemové aktivity v závislosti na průměru koule, typu rekonstrukce a použité korekci jsou uvedeny v odstavci 5.1.2.4.

4.2.2.5 Vliv post-rekonstrukčního filtru

Pro zjištění vlivu post-rekonstrukčního filtru a jeho parametrů na kvalitu a kvantifikaci scintigrafického obrazu byla použita studie 0A. Byly studovány dva případy. V prvním případě byly použity studie s malým počtem impulzů (průměrný počet impulzů v projekci 682 000) odpovídajícím nízké aplikované aktivitě v jednodenním protokolu vyšetření perfuze myokardu. Ve druhém případě byly použity studie s větším počtem impulzů (průměrný počet impulzů v projekci $2 \cdot 10^6$) odpovídajícím vyšší aplikované aktivitě při dvoudenním protokolu vyšetření perfuze myokardu. Celkem byly takto vyšetřeny 4 studie s nižším a 4 studie s vyšším počtem impulzů.

Studie byly zpracovány rekonstrukcí IR-RR (NC) (12 iterací, 10 výběrů projekcí) bez korekce na zeslabení a rozptyl. Při rekonstrukci byly použity následující post-rekonstrukční filtry:

- bez post-rekonstrukčního filtru;
- filtr Butterworth s mezní frekvencí 0,52 [cykl/cm] a řádem 10 - B 0,52 (10);
- filtr Butterworth s mezní frekvencí 0,4 [cykl/cm] a řádem 10 - B 0,4 (10);
- filtr Butterworth s mezní frekvencí 0,35 [cykl/cm] a řádem 10 - B 0,35 (10);
- filtr Butterworth s mezní frekvencí 0,52 [cykl/cm] a řádem 5 - B 0,52 (5);
- filtr Butterworth s mezní frekvencí 0,4 [cykl/cm] a řádem 5 - B 0,4 (5).

Výše uvedené parametry filtru Butterworth jsou používány v odborných publikacích, např. [ALI09], [BOR07], [DEP08], [MAR10]. Ve všech studiích rekonstruovaných výše uvedenými post-rekonstrukčními filtry byl vyhodnocen kontrast koule K_{ki} (postup viz odstavec 4.2.2.1) a změřena objemová aktivita pozadí $A_{MER,p}$ a jednotlivých koulí $A_{MER,ki}$ (viz odstavec 4.2.2.3). $A_{MER,p}$ a $A_{MER,ki}$ byla porovnána se skutečnou aktivitou $A_{SKUT,p}$ a $A_{SKUT,ki}$. Výsledné hodnoty kontrastu a měřené aktivity pro jednotlivé post-rekonstrukční filtry jsou uvedeny v odstavci 5.1.2.5.

4.2.2.6 Porovnání rekonstrukčních algoritmů

V klinické praxi se kromě iterativní rekonstrukce IR stále používá i rekonstrukce filtrovanou zpětnou projekcí FBP. Měření uvedená v tomto odstavci si kladla za cíl porovnat rekonstrukci IR a IR-RR s FBP. K zajištění dostatečného počtu impulzů ve snímku (průměrný počet impulzů na projekci $1,3 \cdot 10^6$) bylo k porovnání rekonstrukcí použito 6 simulovaných studií s delší akviziční dobou 0A fantomu (postup simulace je uveden v odstavci 4.2.2.4).

Simulované studie byly rekonstruovány následujícím způsobem:

- iterativní rekonstrukcí OSEM (označeno IR):
 - 2 iterace a 10 výběrů projekcí,
 - post-rekonstrukční filtr Butterworth s mezní frekvencí 0,4 [cykl/cm] a řádem 10.
- rekonstrukcí s korekcí prostorové rozlišovací schopnosti kolimátoru (IR-RR):
 - 12 iterací a 10 výběrů projekcí,
 - post-rekonstrukční filtr Butterworth s mezní frekvencí 0,4 [cykl/cm] a řádem 10.
- filtrovanou zpětnou projekcí (FBP):
 - prefiltr Butterworth s mezní frekvencí 0,4 [cykl/cm] a řádem 10.

Počet iterací, výběrů projekcí a použité rekonstrukční filtry byly zvoleny podle běžného postupu v klinické praxi (rekonstrukce IR a FBP) a podle publikace [ALI09] (rekonstrukce IR-RR).

Všechny rekonstrukce byly provedeny bez korekce na zeslabení i rozptyl (NC), neboť u rekonstrukce FBP nelze provést korekci na zeslabení z transmisního CT snímku.

U studií zpracovaných výše uvedenými rekonstrukcemi byl vyhodnocen kontrast koule K_{ki} (postup viz odstavec 4.2.2.1) a změřena objemová aktivita pozadí $A_{MER,p}$ a jednotlivých koulí $A_{MER,i}$ (viz odstavec 4.2.2.3). $A_{MER,p}$ a $A_{MER,ki}$ byla porovnána se skutečnou aktivitou $A_{SKUT,p}$ a $A_{SKUT,ki}$. Výsledné hodnoty kontrastu a měřené aktivity pro jednotlivé post-rekonstrukční filtry jsou uvedeny v odstavci 5.1.2.6.

4.2.3 Fyzikální fantom srdce

Fyzikální fantom srdce (viz obrázek 4.6) má dvě části (dutinu levé komory a myokard), které lze naplnit roztokem. Dutina levé komory byla naplněna vodou, dutá stěna levé komory simulující myokard byla naplněna radioaktivním roztokem ^{99m}Tc nejprve o objemové aktivitě 3,92 kBq/ml a následně 2,08 kBq/ml. Objemová aktivita 3,92 kBq/ml byla zvolena tak, aby průměrná hustota impulzů ve stěně levé komory v projekci odpovídala průměrné hustotě impulzů při perfuzní SPECT myokardu. Druhý experiment byl proveden s poloviční objemovou aktivitou (2,08 kBq/ml).

Fantom srdce byl umístěn do dutiny Jaszczakova fantomu, která byla zaplněna vodou. Jaszczakův fantom byl připevněn k lehátku kamery v plastovém držáku a postupně byly nasnímány 4 studie SPECT/CT.



Obrázek 4.6: Fyzikální fantom srdce před vložením do Jaszczakova fantomu [WWW03]

SPECT/CT studie byly nasnímány s následujícími akvizičními parametry: postavení detektorů 90° (tzv. L mód), matice 128×128 , zoom 1,33 (velikost pixelu 3,32 mm), 60 projekcí s krokem 3° , laterální vzdálenost detektorů od osy rotace 20 cm, čas snímání 30s na projekci. Energetické okno píku úplné absorpce ^{99m}Tc bylo symetricky nastaveno na $140 \text{ keV} \pm 10\%$ a rozptylové okno na $120 \text{ keV} \pm 5\%$. Parametry CT snímání byly: 140 kV, 2,5 mA, tloušťka řezu 10 mm, matice 256×256 . CT snímky byly rekonstruovány filtrovanou zpětnou projekcí a zpracovány Hannovým filtrem s parametrem 1,0.

Studie byla zpracována rekonstrukcí:

- IR - 2 iterace a 10 výběrů projekcí,
- IR-RR - 12 iterací a 10 výběrů projekcí.

Počet iterací a výběrů projekcí u rekonstrukce IR byl zvolen podle klinické praxe a u rekonstrukce IR-RR podle publikace [ALI09].

Obě studie byly filtrovány post-rekonstrukčním filtrem Butterworth s mezní frekvencí 0,4 [cykl/cm] a řádem 10 a provedeny:

- bez korekce na zeslabení i rozptyl - IR (NC) a IR-RR (NC),
- s korekcí pouze na zeslabení - IR (AC) a IR-RR (AC),
- s korekcí na zeslabení i rozptyl - IR (ACSC) a IR-RR (ACSC).

Ve třech vybraných rekonstruovaných snímcích fantomu srdce byl o 25% snížen kontrast obrazu a podle obrysu fantomu definovány 2 souměrné kruhové ROI (počet impulzů v takto zmenšené ROI je jednoduše korigován na efekt částečného objemu [HUT98].) Pro každou ROI byl zjištěn celkový počet impulzů a počet pixelů.

Počet impulzů i pixelů ve vnitřní ROI byl odečten od počtu impulzů a pixelů ve vnější ROI. Následně byl vypočten průměrný počet impulzů na 1 pixel ($N_{ROI1-ROI2}$). Objemová aktivita $A_{MER,m}$ v [kBq/vx] byla vypočtena podle vztahu:

$$A_{MER,m} = \frac{N_{ROI1-ROI2}}{t} \cdot DF \cdot C \quad (4.15)$$

kde:

$N_{ROI1-ROI2}$ je průměrný počet impulzů na 1 pixel v oblasti fantomu simulující myokard,

t je čas trvání akvizice v [s],

DF je korekce na radioaktivní přeměnu podle přeměnového zákona (decay factor),

C je citlivost SPECT kamery.

Směrodatná odchylka $A_{MER,m}$ byla stanovena analogicky podle vztahu 4.12. Naměřená objemová aktivita v dutině simulující myokard $A_{MER,m}$ [kBq/vx] byla porovnána se skutečnou objemovou aktivitou $A_{SKUT,m}$ [kBq/vx]. Výsledné hodnoty jsou uvedeny v odstavci 5.1.3.

4.3 Klinické studie perfuzní scintigrafie myokardu

4.3.1 Soubor pacientů a vyšetřovací protokol

V klinické studii byl použit dvoudenní vyšetřovací protokol (zátěžové a klidové vyšetření bylo provedeno ve dvou různých dnech). Při vyšetření byl intravenózně aplikován ^{99m}Tc -tetrofosmin (Myoview, GE Healthcare) o aktivitě 11 MBq/kg pacienta, maximální aplikovaná aktivita činila 1400 MBq. Zátěžové vyšetření bylo provedeno na bicyklovém ergometru, případně farmakologicky. Vyšetření na SPECT/CT Infinia/HawkeyeTM bylo provedeno ihned po ukončení zátěže. Všechny studie byly hradlované 8-mi svodovým EKG.

V klinické praxi se v případě negativního výsledku zátěžového vyšetření (normální nález) klidové vyšetření neprovádí. Z tohoto důvodu nejsou soubory pacientů u zátěžového a klidového vyšetření identické.

Ke zpracování v této disertační práci byla použita data pacientů indikovaných k vyšetření z lékařských důvodů. Data byla zpracována podle přijatých standardů vyšetření. Alternativní způsoby zpracování dat odpovídaly klinickým protokolům doporučeným v odborné literatuře nebo doporučení výrobce a nepředstavovaly samy o sobě klinický výzkum, zátěž ani riziko pro pacienty (šlo pouze o klinické ověření známých, ale na pracovišti ÚNM dosud neověřených doporučení). Žádná data také nebyl poskytnuta žádné třetí straně. Z tohoto důvodu nebyl důvod žádat o povolení studie etickou komisí nebo legislativní odbor VFN. Alternativní zpracování dat bylo provedeno se souhlasem vedení ÚNM VFN a I.LF UK v Praze.

Klinické studie perfuzní scintigrafie myokardu jsou rozděleny na dvě rozdílné skupiny A a B:

A. Porovnání rekonstrukce IR-RR a FBP se stejným časem na jednu projekci

Soubor tvoří:

- zátěžové vyšetření: 20 pacientů (8 žen a 12 mužů), věkový průměr ($61,3 \pm 15$ let)
- klidové vyšetření: 19 pacientů (7 žen a 12 mužů), věkový průměr ($63,6 \pm 12$ let)

B. Porovnání rekonstrukce IR-RR a FBP s nestejným časem na jednu projekci

Soubor tvoří:

- zátěžové vyšetření: 15 pacientů (6 žen a 9 mužů), věkový průměr ($62,5 \pm 8$ let)
- klidové vyšetření: 15 pacientů (6 žen a 9 mužů), věkový průměr ($70,1 \pm 9$ let)

4.3.2 Akvizice a rekonstrukce dat

Obě skupiny (A a B) klinické studie perfuzní scintigrafie myokardu byly nasnímány s následujícími akvizičními parametry: postavení detektorů 90° , matice 64×64 , zoom 1,3, 60 projekcí s krokem 3° , kruhová dráha, poloměr nastaven individuálně u každého pacienta. Energetické okno píku úplné absorpce ^{99m}Tc symetricky nastaveno na $140 \text{ keV} \pm 10\%$. Čas na jednu projekci v závislosti na typu vyšetření pro jednotlivé skupiny pacientů byl následující:

A. Porovnání rekonstrukce IR-RR a FBP se stejným časem na jednu projekci

- zátěžové vyšetření: doba snímání $T_Z = 20\text{s}$ na projekci,
- klidové vyšetření doba snímání $T_K = 25\text{s}$ na projekci.

B. Porovnání rekonstrukce IR-RR a FBP s nestejným časem na jednu projekci

- zátěžové vyšetření: doba snímání $T_Z = 20\text{s}$ na projekci a $T_{Z/2} = 10\text{s}$ na projekci,
- klidové vyšetření: doba snímání $T_K = 25\text{s}$ na projekci a $T_{K/2} = 12\text{s}$ na projekci.

Snímání studií za poloviční čas ($T_{Z/2}$ a $T_{K/2}$) bylo provedeno ihned po ukončení studií s původním časem T na projekci. Volba doby snímání zátěžového i klidového vyšetření ($T_Z = 20\text{s}$ i $T_K = 25\text{s}$) byla volena podle běžné praxe na ÚNM a je plně v souladu s doporučením odborné literatury (např. [HES05]).

Studie skupiny A s časem $T_Z = 20\text{s}$ a $T_K = 25\text{s}$ na projekci byly rekonstruovány FBP a IR-RR. Studie skupiny B s časem $T_Z = 20\text{s}$ a $T_K = 25\text{s}$ na projekci byly rekonstruovány pouze FBP a studie s časem $T_{Z/2} = 10\text{s}$ a $T_{K/2} = 12\text{s}$ na projekci byly rekonstruovány pouze IR-RR.

Parametry obou rekonstrukcí:

- FBP, prefiltér Butterworth s mezní frekvencí $0,4 \text{ [cykl/cm]}$ a řádem 10,
- IR-RR 12 iterací, 10 výběrů projekcí, post-rekonstrukční filtr Butterworth s mezní frekvencí $0,4 \text{ [cykl/cm]}$ a řádem 10.

Parametry rekonstrukce FBP jsou používány v běžné praxi pracoviště ÚNM, parametry rekonstrukce IR-RR byly voleny podle [ALI09]. Korekce na zeslabení ani korekce na rozptyl nebyla provedena.

4.3.3 Vyhodnocení klinických dat

Studie pacientů rekonstruované FBP a IR-RR byly vyhodnoceny na pracovní stanici Xeleris 2.1753 standardním způsobem používaným v ÚNM 1.LF UK a VFN.

Studie u všech pacientů byly vyhodnoceny dvěma klinickými výpočetními programy, které se na pracovišti ÚNM 1.LF UK a VFN používají:

- 4D MSPECT™, verze 4.1, Invia Medical Imaging Solutions;
- Emory Cardiac Toolbox™, Emory University, Atlanta, (dále označeno ECTbox)

Pro porovnávání studií rekonstruovaných FBP a IR-RR byly zvoleny následující parametry:

- end-diastolický objem [ml] – EDV,
- end-systolický objem [ml] – ESV,
- ejekční frakce [%] – EF,
- sumační zátěžové skóre – SSS,
- sumační klidové skóre – SRS.

Ejekční frakce EF [%] je vypočtena takto [ZAI06]:

$$EF = \frac{EDV - ESV}{EDV} \cdot 100 \quad (4.14)$$

Při stanovení sumačního zátěžového skóre (summend stress score, SSS) a klidového skóre (summed rest score, SRS) se rekonstruují tzv. polární mapy (viz např. v [MYS00]). Perfúze v jednotlivých segmentech polární mapy je charakterizována pětistupňovou škálou (0 normální perfúze a 4 absence vychytávání radiofarmaka, nulová perfúze). Součet bodů ze všech segmentů tvoří SSS a SRS. Zkonstruované polární mapy jsou porovnávány s polárními mapami souboru normálních pacientů [KAM03].

Výsledky studií skupiny A s časem snímání $T_Z = 20s$ a $T_K = 25s$ na projekci rekonstruovaných FBP a IR-RR jsou uvedeny v odstavci 5.2.1. Výsledky studií skupiny B časem snímání $T_Z = 20s$ a $T_K = 25s$ na projekci rekonstruovaných FBP a s časem snímání $T_{Z/2} = 10s$ a $T_{K/2} = 12s$ na projekci rekonstruovaných IR-RR jsou uvedeny v odstavci 5.2.2.

4.4 Statistické vyhodnocení výsledků

4.4.1 Fantomové studie

Porovnání průměrných hodnot jednotlivých parametrů ve studiích rekonstruovaných IR-RR, IR a FBP bylo provedeno dvouvýběrovým Studentovým t-testem na hladině významnosti 0,05. Statisticky významné rozdíly jsou v tabulkách označeny hvězdičkou (*). Pro větší přehlednost je v grafech statisticky nevýznamný rozdíl mezi naměřenou a skutečnou hodnotou označen modrou šipkou.

Míra závislosti mezi nasnímanými a simulovanými studiemi byla stanovena lineární regresní analýzou (vypočtena rovnice regresní přímky a koeficient determinace). Následně byl zkonstruován rozdílový Bland-Altmanův graf [BLA03].

4.4.2 Klinické studie

U klinických studií jsou odděleně hodnoceny studie zátěžového a klidového vyšetření. Navíc jsou rozlišena vyhodnocení pomocí programového vybavení 4D MSPECT a ECTbox. Porovnání funkčních parametrů levé komory srdeční (EF, EDV, ESV, SSS a SRS) ve studiích zpracovaných rekonstrukcemi FBP a IR-RR bylo provedeno pomocí lineární regresní analýzy (vypočtena rovnice regresní přímky a koeficient determinace). Rozdíly mezi rekonstrukcemi FBP a IR-RR jsou přehledně znázorněny v rozdílovém Bland Altmanovu grafu. Výsledky byly porovnány párovým Studentovým t-testem na hladině významnosti 0,05.

Kapitola 5: Výsledky

Výsledky jsou uvedeny zvlášť pro fantomové (kap.5.1) a zvlášť pro klinické studie (kap. 5.2). Velká část práce týkající se fantomových studií byla věnována porovnání rekonstrukce s korekcí prostorové rozlišovací schopnosti kolimátoru IR-RR s běžnou iterativní rekonstrukcí OSEM (IR). Obě rekonstrukce jsou porovnány bez korekce na zeslabení a rozptyl (NC) i s dostupnými korekcemi na zeslabení a rozptyl (AC a ACSC).

5.1 Fantomové studie

5.1.1 Tříčárový fantom NEMA

V tabulkách 5.1 a 5.2 jsou uvedeny hodnoty centrální, radiální a tangenciální prostorové rozlišovací schopnosti stanovené v polovině maxima (FWHM) a v desetině maxima (FWTM) odezvy čárového zdroje ve vzduchu pro rekonstrukci IR (NC) a rekonstrukci IR-RR (NC). Hodnoty FWHM resp. FWTM v obou tabulkách jsou vypočteny aritmetickým průměrem ze 6 hodnot.

Z tabulky 5.1 je zřejmé, že nejnižší hodnoty pro všechny směry prostorové rozlišovací schopnosti byly získány rekonstrukcí IR-RR. Rekonstrukcí IR-RR bylo vůči rekonstrukci IR dosaženo statisticky významného ($p = 0,05$) snížení hodnoty FWHM (a tedy zlepšení) o 38% pro centrální, 41% pro radiální a 22% pro tangenciální směr.

Hodnoty FWTM v tabulce 5.2 vykazují stejný trend jako hodnoty FWHM v tabulce 5.1; nejnižší hodnoty FWTM byly dosaženy rekonstrukcí IR-RR, snížení FWTM po rekonstrukci IR-RR je prakticky stejné jako v případě FWHM.

Tabulka 5.1: Prostorová rozlišovací schopnost [mm] v polovině maxima (FWHM) odezvy čárového zdroje **ve vzduchu** za čas 40s na projekci pro rekonstrukci IR (NC) a IR-RR (NC). Hodnoty uvedené v tabulce jsou průměry 6-ti hodnot včetně směrodatné odchylky. Hvězdičkou * jsou označeny statisticky významné rozdíly na hladině významnosti $p = 0,05$.

FWHM [mm]	IR (NC)	IR-RR (NC)	$\frac{\text{IR-RR}}{\text{IR}}$
	t=40s	t=40s	
centrální	$9,9 \pm 0,2$	$6,1 \pm 0,2$	0,62*
radiální	$9,3 \pm 0,4$	$5,5 \pm 0,2$	0,59*
tangenciální	$6,2 \pm 0,2$	$4,9 \pm 0,1$	0,78*

Tabulka 5.2: Prostorová rozlišovací schopnost [mm] v desetině maxima (FWTM) odezvy čárového zdroje **ve vzduchu** za čas 40s na projekci pro rekonstrukci IR (NC) a IR-RR (NC). Hodnoty uvedené v tabulce jsou průměry 6-ti hodnot včetně směrodatné odchylky. Hvězdičkou * jsou označeny statisticky významné rozdíly na hladině významnosti $p = 0,05$.

FWTM [mm]	IR (NC)	IR-RR (NC)	$\frac{\text{IR-RR}}{\text{IR}}$
	t=40s	t=40s	
centrální	$18,0 \pm 0,4$	$11,1 \pm 0,4$	0,62*
radiální	$17,0 \pm 0,8$	$10,1 \pm 0,4$	0,59*
tangenciální	$11,3 \pm 0,4$	$8,8 \pm 0,2$	0,78*

V tabulkách 5.3 a 5.4 jsou uvedeny hodnoty centrální, radiální a tangenciální prostorové rozlišovací schopnosti stanovené v polovině maxima (FWHM) a v desetině maxima (FWTM) odezvy čárového zdroje ve vodě pro rekonstrukci IR (NC) a rekonstrukci IR-RR (NC). Hodnoty FWHM resp. FWTM jsou vypočteny aritmetickým průměrem ze 6 hodnot včetně směrodatné odchylky.

Z tabulek lze vyčíst, že nejnižších hodnot FWHM i FWTM bylo pro všechny směry, stejně jako v případě měření ve vzduchu, získáno rekonstrukcí IR-RR (NC). Vůči rekonstrukci IR (NC) se jedná o statisticky významný ($p = 0,05$) pokles o cca 24, 34 a 45% pro tangenciální, centrální a radiální směr a to shodně jak pro FWHM, tak pro FWTM.

Dále je z tabulek 5.3 a 5.4 patrné, že u rekonstrukce IR-RR (NC) byly naměřeny stejné hodnoty prostorové rozlišovací schopnosti jak za 40s na projekci tak za poloviční čas 20s na projekci.

Tabulka 5.3: Prostorová rozlišovací schopnost [mm] v polovině maxima (FWHM) odezvy čárového zdroje **ve vodě** za čas 40s a 20s na projekci pro rekonstrukci IR (NC) a IR-RR (NC). Hodnoty uvedené v tabulce jsou průměry 6-ti hodnot včetně směrodatné odchylky. Hvězdičkou * jsou označeny statisticky významné rozdíly na hladině významnosti p.

FWHM [mm]	IR (NC)	IR-RR (NC)		<u>IR-RR</u> IR
	t=40s	t=40s	t=20s	
centrální	9,6 ± 0,5	6,3 ± 0,3	6,3 ± 0,2	0,66*
radiální	9,5 ± 0,1	5,2 ± 0,3	5,2 ± 0,3	0,55*
tangenciální	6,4 ± 0,3	4,9 ± 0,2	4,9 ± 0,2	0,76*

Tabulka 5.4: Prostorová rozlišovací schopnost [mm] v desetině maxima (FWTM) odezvy čárového zdroje **ve vodě** za čas 40s a 20s na projekci pro rekonstrukci IR (NC) a IR-RR (NC). Hodnoty uvedené v tabulce jsou průměry 6-ti hodnot včetně směrodatné odchylky. Hvězdičkou * jsou označeny statisticky významné rozdíly na hladině významnosti p = 0,05.

FWTM [mm]	IR (NC)	IR-RR (NC)		<u>IR-RR</u> IR
	t=40s	t=40s	t=20s	
centrální	17,5 ± 0,9	11,5 ± 0,5	11,5 ± 0,4	0,66*
radiální	17,4 ± 0,3	9,5 ± 0,6	9,5 ± 0,6	0,55*
tangenciální	11,7 ± 0,5	8,9 ± 0,4	8,9 ± 0,4	0,76*

5.1.2 Jaszczakův fantom

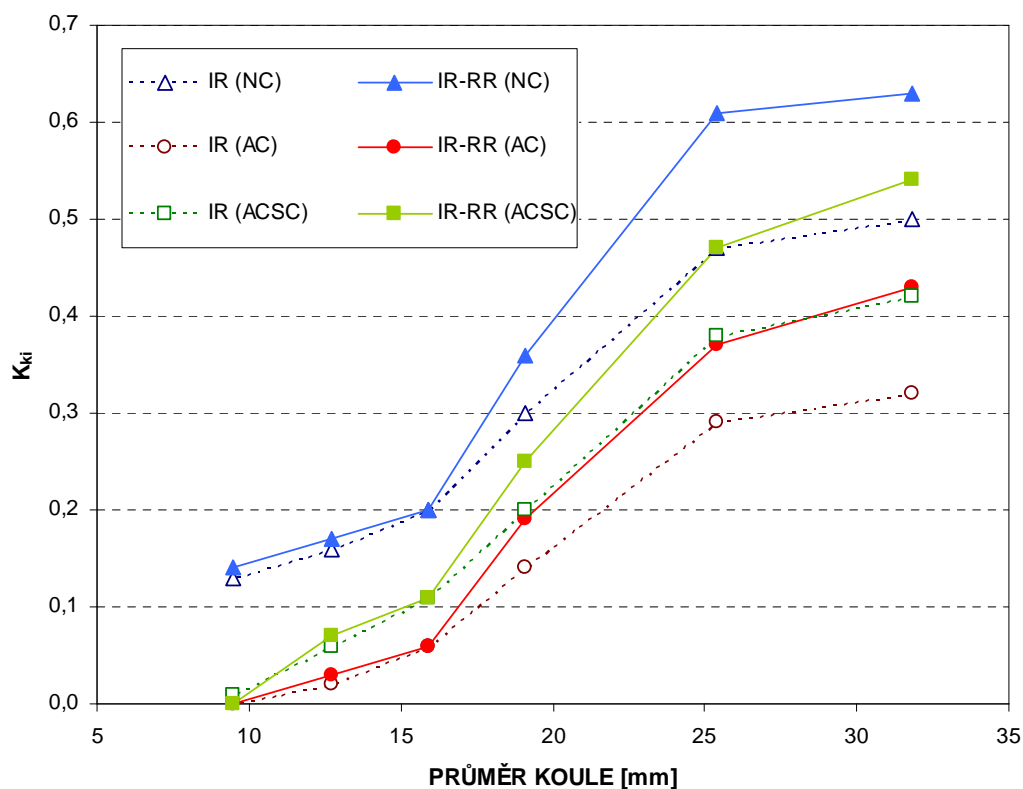
5.1.2.1 Kontrast objektu

Obrázky 5.1, 5.2 a 5.3 znázorňují hodnoty kontrastu koulí o průměru i (K_{ki}) v Jaszczakově fantomu v závislosti na průměru koule, typu rekonstrukce a použité korekci a to v případě nulové aktivity v kouli (Obrázek 5.1), 0,3A aktivity v kouli vůči aktivitě v pozadí A (Obrázek 5.2) a 0,6A aktivity v kouli vůči aktivitě v pozadí A (Obrázek 5.3). Pro obě iterativní rekonstrukce (IR a IR-RR) byl zjištěn vliv korekce na zeslabení a rozptyl na kontrast koule. Pro přehlednost nejsou v grafech zobrazeny směrodatné odchylky (ty jsou uvedeny s naměřenými hodnotami kontrastu koulí v tabulce 5.5 (pro studii 0A), v tabulce 5.6 (pro studii 0,3A) a v tabulce 5.7 (pro studii 0,6A)).

U všech studií (0A, 0,3A a 0,6A) a pro oba typy rekonstrukce grafy jasně vykazují obecný trend klesajícího kontrastu koule s jejím snižujícím se průměrem. Pokles je pro koule o průměru v rozsahu 32 až 16 mm relativně strmý a kromě studie 0A přibližně lineární. U koulí s průměrem menším než 16 mm se kontrast jednotlivých koulí zásadně nemění.

Při vzájemném porovnání studií dochází u koulí o průměru 32, 25 a 19 mm ke snižování kontrastu se zvyšujícím se poměrem aktivity v kouli vůči pozadí. Tento jev nelze pozorovat pro koule s menším průměrem (16, 13 a 10 mm). Pro tyto průměry činí kontrast koule maximálně 0,2.

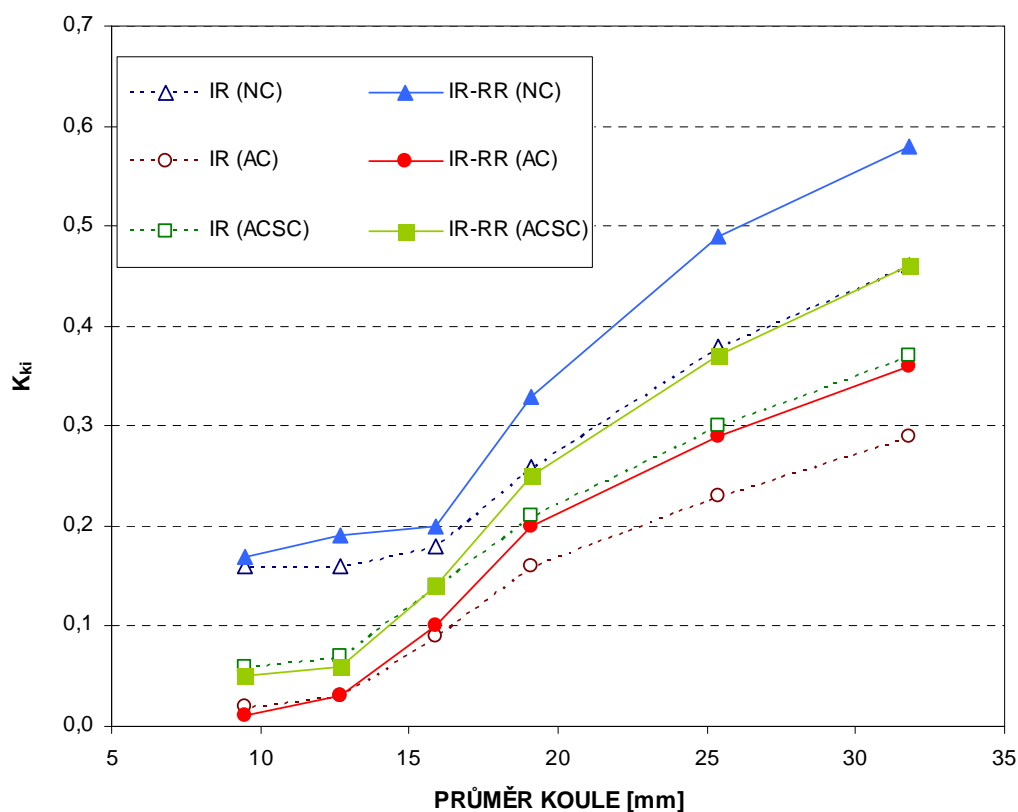
Z grafů je u všech studií patrný následující trend platný pro obě rekonstrukce. Nejvyššího kontrastu bylo bez ohledu na průměr koule dosaženo v případě rekonstrukce bez korekce na zeslabení a rozptyl (NC) a rekonstrukce s korekcí na zeslabení i rozptyl (ACSC). Naopak nejmenší kontrast byl naměřen na snímcích rekonstruovaných pouze s korekcí na zeslabení (AC).



Obrázek 5.1: Kontrast koule (K_{ki}) pro studii 0A (nulová aktivita v kouli) v závislosti na průměru koule a typu rekonstrukce a korekce. Pro přehlednost jsou body spojeny.

Tabulka 5.5: Kontrast koule včetně směrodatné odchylky pro studii 0A v závislosti na průměru koule a typu rekonstrukce a korekce. Hodnoty K_{ki} jsou aritmetické průměry ze 4 měření. Směrodatné odchylky jsou vypočteny podle vztahu 4.7. Hvězdičkou * jsou označeny statisticky významné rozdíly (na hladině významnosti $p = 0,05$) mezi rekonstrukcí IR-RR a IR.

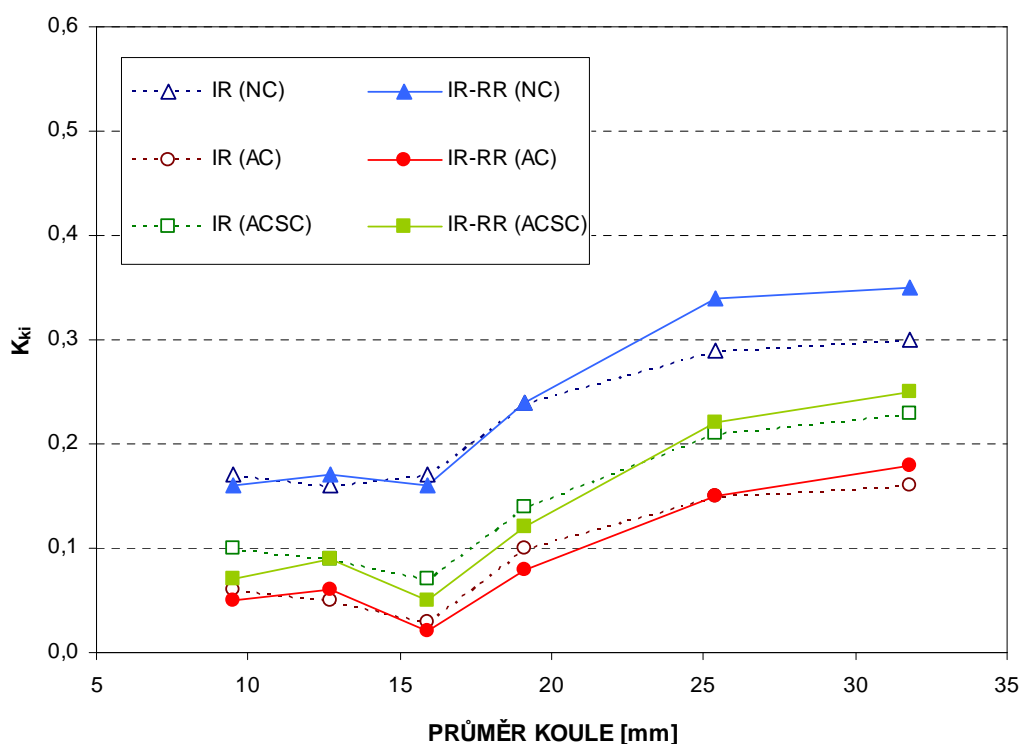
PRŮMĚR KOULE	NC		AC		ACSC	
	IR	IR-RR	IR	IR-RR	IR	IR-RR
31,8	0,50 ± 0,03	0,63 ± 0,08*	0,32 ± 0,02	0,43 ± 0,04*	0,42 ± 0,02	0,54 ± 0,06*
25,4	0,47 ± 0,02	0,61 ± 0,07*	0,29 ± 0,01	0,37 ± 0,01*	0,38 ± 0,02	0,47 ± 0,03*
19,1	0,30 ± 0,02	0,36 ± 0,04*	0,14 ± 0,01	0,19 ± 0,01*	0,20 ± 0,01	0,25 ± 0,03*
15,9	0,20 ± 0,01	0,20 ± 0,03	0,06 ± 0,002	0,06 ± 0,001	0,11 ± 0,006	0,11 ± 0,01
12,7	0,16 ± 0,01	0,17 ± 0,02	0,03 ± 0,001	0,03 ± 0,001	0,06 ± 0,003	0,07 ± 0,002
9,5	0,13 ± 0,001	0,14 ± 0,01	0	0	0,01 ± 0,001	0



Obrázek 5.2: Kontrast koule (K_{ki}) pro **studii 0,3A** v závislosti na průměru koule a typu rekonstrukce a korekce. Pro přehlednost jsou body spojeny.

Tabulka 5.6: Kontrast koule včetně směrodatné odchylky pro **studii 0,3A** v závislosti na průměru koule a typu rekonstrukce a korekce. Hodnoty K_{ki} jsou aritmetické průměry ze 4 měření. Směrodatné odchylky jsou vypočteny podle vztahu 4.7. Hvězdičkou * jsou označeny statisticky významné rozdíly (na hladině významnosti $p = 0,05$) mezi rekonstrukcí IR-RR a IR.

PRŮMĚR KOULE	NC		AC		ACSC	
	IR	IR-RR	IR	IR-RR	IR	IR-RR
31,8	0,46 ± 0,03	0,58 ± 0,06*	0,29 ± 0,02	0,36 ± 0,03*	0,37 ± 0,02	0,46 ± 0,03*
25,4	0,38 ± 0,02	0,49 ± 0,05*	0,23 ± 0,01	0,29 ± 0,02*	0,30 ± 0,02	0,37 ± 0,03*
19,1	0,26 ± 0,01	0,33 ± 0,05*	0,16 ± 0,01	0,20 ± 0,01*	0,21 ± 0,01	0,25 ± 0,02*
15,9	0,18 ± 0,01	0,20 ± 0,04	0,09 ± 0,004	0,10 ± 0,01	0,14 ± 0,01	0,14 ± 0,01
12,7	0,16 ± 0,01	0,19 ± 0,02	0,03 ± 0,001	0,03 ± 0,005	0,07 ± 0,003	0,06 ± 0,004
9,5	0,16 ± 0,01	0,17 ± 0,02	0,02 ± 0,001	0,01 ± 0,001	0,06 ± 0,001	0,05 ± 0,002



Obrázek 5.3: Kontrast koule (K_{ki}) pro studii 0,6A v závislosti na průměru koule a typu rekonstrukce a korekce. Pro přehlednost jsou body spojeny.

Tabulka 5.7: Kontrast koule včetně směrodatné odchylky pro studii 0,6A v závislosti na průměru koule a typu rekonstrukce a korekce. Hodnoty K_{ki} jsou aritmetické průměry ze 4 měření. Směrodatné odchylky jsou vypočteny podle vztahu 4.7. Hvězdičkou * jsou označeny statisticky významné rozdíly (na hladině významnosti $p = 0,05$) mezi rekonstrukcí IR-RR a IR.

PRŮMĚR KOULE	NC		AC		ACSC	
	IR	IR-RR	IR	IR-RR	IR	IR-RR
31,8	0,30 ± 0,02	0,35 ± 0,04*	0,16 ± 0,02	0,18 ± 0,03	0,23 ± 0,02	0,25 ± 0,02
25,4	0,29 ± 0,02	0,34 ± 0,04*	0,15 ± 0,02	0,15 ± 0,02	0,21 ± 0,01	0,22 ± 0,02
19,1	0,24 ± 0,01	0,24 ± 0,03	0,10 ± 0,01	0,08 ± 0,004	0,14 ± 0,01	0,12 ± 0,02
15,9	0,17 ± 0,01	0,16 ± 0,02	0,03 ± 0,01	0,02 ± 0,001	0,07 ± 0,005	0,05 ± 0,004
12,7	0,16 ± 0,01	0,17 ± 0,02	0,05 ± 0,01	0,06 ± 0,005	0,09 ± 0,003	0,09 ± 0,002
9,5	0,17 ± 0,01	0,16 ± 0,01	0,06 ± 0,01	0	0,10 ± 0,001	0,07 ± 0,001

V tabulce 5.8 je pro všechny tři studie (0A, 0,3A a 0,6A) uveden poměr kontrastu koule získaný rekonstrukcí IR-RR a IR v závislosti na průměru koule a použité korekci na zeslabení a rozptyl. Hodnoty větší než 1 znamenají zvýšení kontrastu koule u studií rekonstruovaných IR-RR, hodnoty menší než 1 naopak znamenají snížení kontrastu koule. Z tabulky je patrné, že rekonstrukce IR-RR zlepší kontrast koule o více jak 20% u koulí s největšími průměry a při velkém rozdílu objemových aktivit (koule vůči pozadí). Naopak zhoršení kontrastu bylo pozorováno u rekonstrukce IR-RR v případě koulí s malými průměry a malým rozdílem v objemových aktivitách.

Tabulka 5.8: Poměr K_{ki} rekonstrukce IR-RR a IR pro studie 0A, 0,3A a 0,6A v závislosti na průměru koule a použité korekci. Zelenou barvou je označeno zvýšení $K_{ki} > 20\%$, žlutou barvou zvýšení K_{ki} o 0-20% a červenou snížení K_{ki} . Hvězdičkou * jsou označeny statisticky významné rozdíly na hladině významnosti $p = 0,05$.

PRŮMĚR Koule [mm]	IR-RR / IR								
	NC			AC			ACSC		
	0A	0,3A	0,6A	0A	0,3A	0,6A	0A	0,3A	0,6A
31,8	1,26*	1,26*	1,17*	1,34*	1,24*	1,13	1,29*	1,24*	1,09
25,4	1,30*	1,29*	1,17*	1,28*	1,26*	1,00	1,24*	1,23*	1,05
19,1	1,20*	1,27*	1,00	1,36*	1,25*	0,80	1,25*	1,19*	0,86
15,9	1,00	1,11	0,94	1,00	1,11	0,67	1,00	1,00	0,71
12,7	1,06	1,06	1,06	1,18	1,00	1,20	1,17	0,86	1,00
9,5	1,08	1,19	0,94	0	0,50	0,83	0	0,83	0,70

V jednotlivých případech korekce na zeslabení a rozptyl byl zjištěn statisticky významný rozdíl (na hladině významnosti $p = 0,05$) mezi rekonstrukcí IR-RR a IR u koulí o průměru 32, 25 a 19 mm u studie 0A a 0,3A. U studie 0,6A je rozdíl mezi IR a IR-RR statisticky významný pouze u rekonstrukce typu NC a jen u koule s průměrem 32 a 25 mm. V ostatních případech byl dosažen prakticky stejný kontrast koule oběma rekonstrukcemi (IR-RR a IR).

5.1.2.2 Relativní kvantifikace

Na obrázcích 5.4, 5.5 a 5.6 je zachycena závislost poměru N_{kmi}/N_p na průměru koule a typu použité korekce v rekonstrukci IR a rekonstrukci IR-RR. Veličina N_{kmi} představuje počet impulzů v kouli stanovený ve zmenšené oblasti koule (viz odstavec 4.2.3.2) a N_p počet impulzů v pozadí.

Graf na obrázku 5.4 představuje 0A studii (nulová aktivita v kouli), tedy $N_{kmi}/N_p = 0$. Obrázek 5.5 pak 0,3A studii se skutečným poměrem $N_{kmi}/N_p = 0,28$ a graf na obrázku 5.6 0,6A studii, kde činí poměr $N_{kmi}/N_p = 0,58$. Skutečný poměr je v jednotlivých obrázcích vyznačen plnou čarou (v případě 0A studie se překrývá s osou „průměr koule“). Skutečný poměr byl stanoven měřičem aktivity z 10 měření s relativní chybou 0,5%.

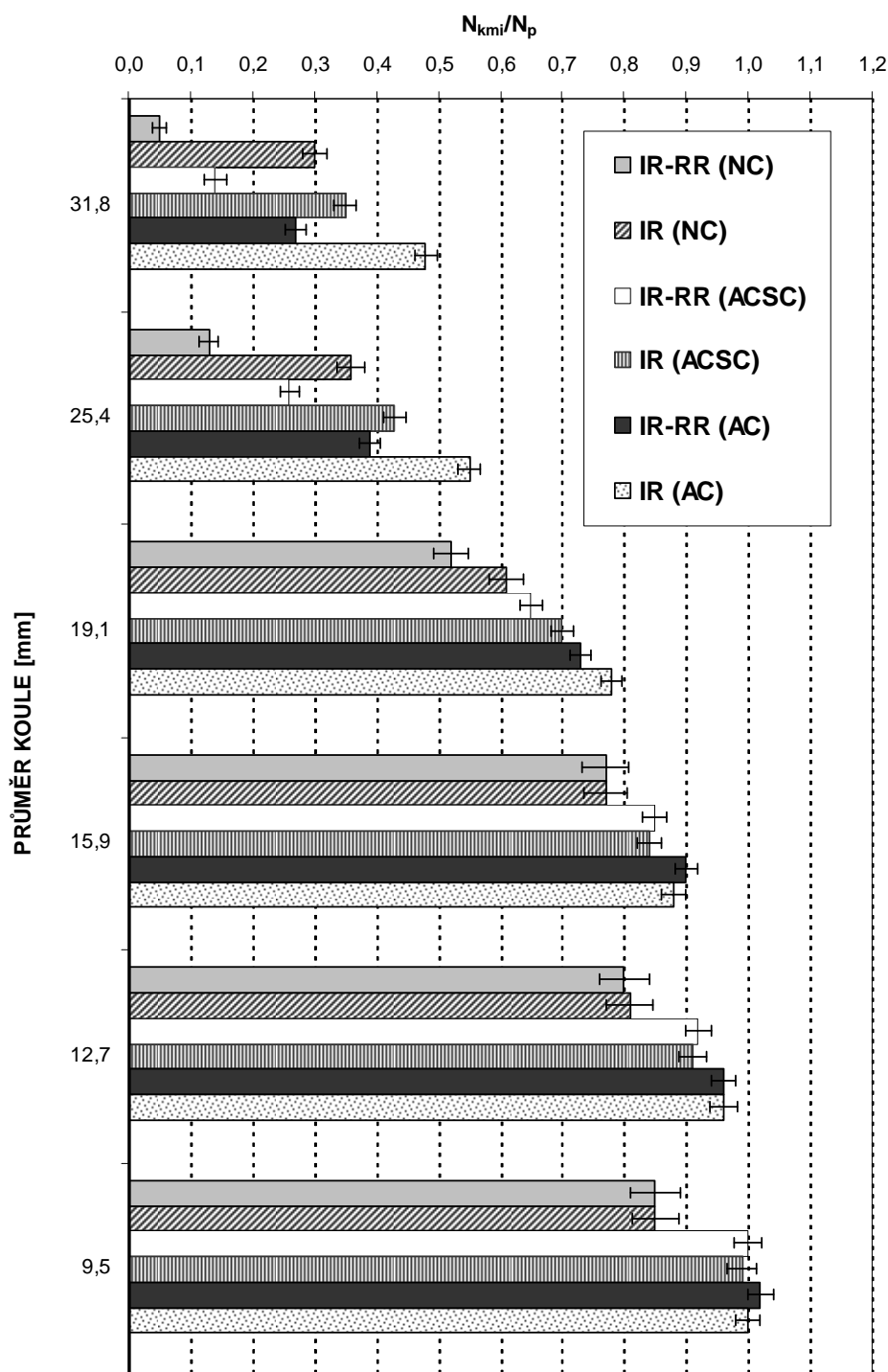
V grafech jsou hodnoty poměru N_{kmi}/N_p pro jednotlivé rekonstrukce a korekce vypočteny aritmetickým průměrem ze 4 za sebou nasnímaných studií. Směrodatná odchylka poměru N_{kmi}/N_p je vypočtena dle vztahu 4.8.

Pro koule s průměrem menším než 16 mm byly u všech studií dosaženy obdobné hodnoty poměru N_{kmi}/N_p , a to jak pro rekonstrukci IR, tak pro IR-RR v jednotlivých variantách s korekcí.

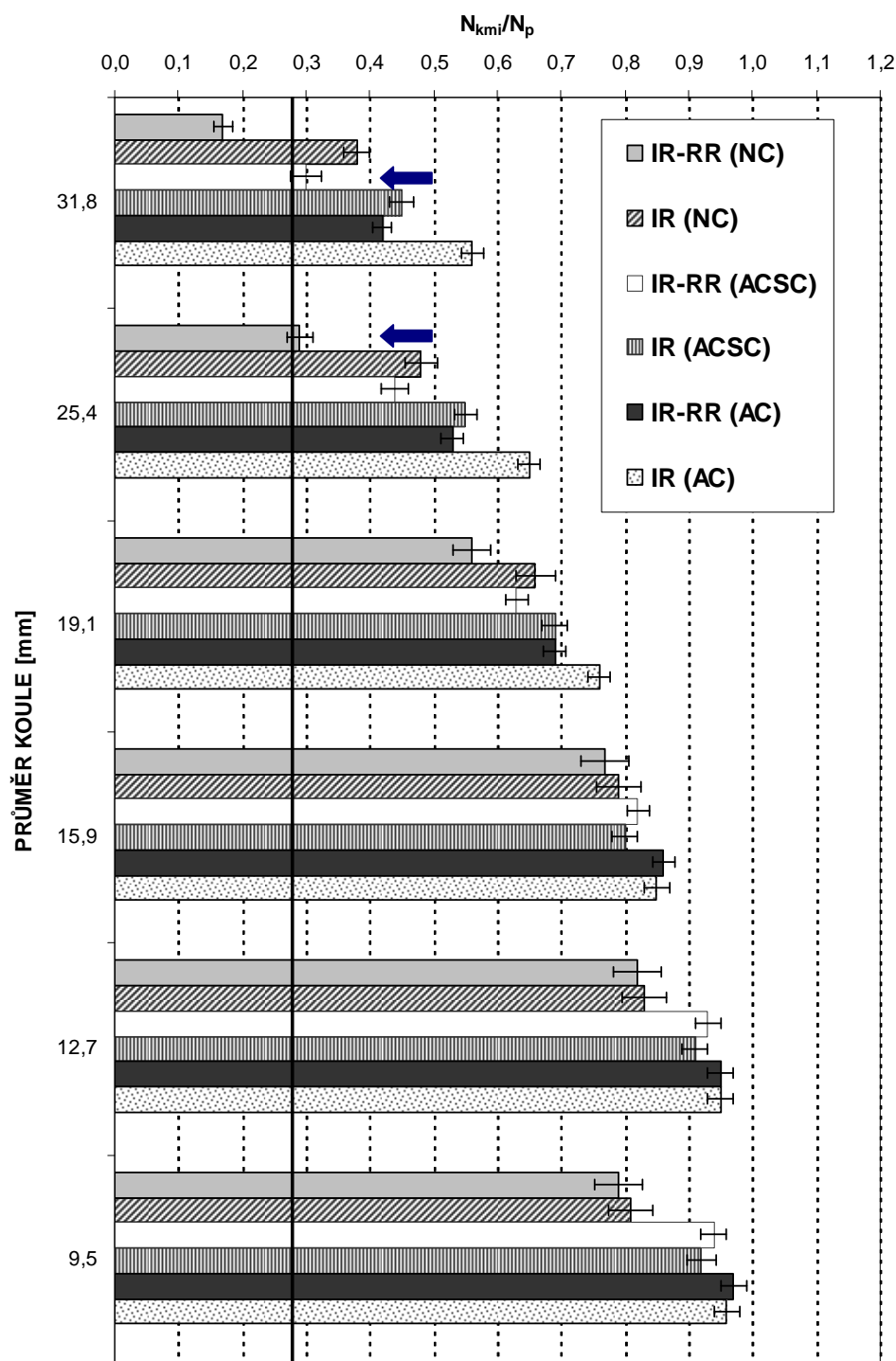
Z obrázku 5.4 (studie 0A) je u koulí s průměrem 32, 25 a 19 mm patrný rozdíl mezi hodnotami získanými rekonstrukcí IR-RR a IR. Rekonstrukcí IR-RR byl dosažen vždy menší poměr N_{kmi}/N_p než rekonstrukcí IR, a to ve všech variantách s korekcí na zeslabení a rozptyl. Nejmenší hodnota poměru $0,05 \pm 0,01$ byla rekonstrukcí IR-RR (NC) získána u koule o průměru 32 mm. Ve všech případech byl však zjištěn statisticky významný rozdíl (na hladině významnosti $p = 0,05$) mezi naměřenou a skutečnou hodnotou.

Rozdíl mezi rekonstrukcí IR-RR a IR je patrný také na obrázku 5.5 (studie 0,3A). Skutečné hodnotě poměru 0,28 se nejvíce přiblížila rekonstrukce IR-RR (ACSC) - $0,30 \pm 0,03$ u koule s průměrem 32 mm a rekonstrukce IR-RR (NC) u koule s průměrem 25 mm - $0,29 \pm 0,02$. V ostatních případech byl rozdíl mezi naměřeným a skutečným poměrem statisticky významný (na hladině významnosti $p = 0,05$).

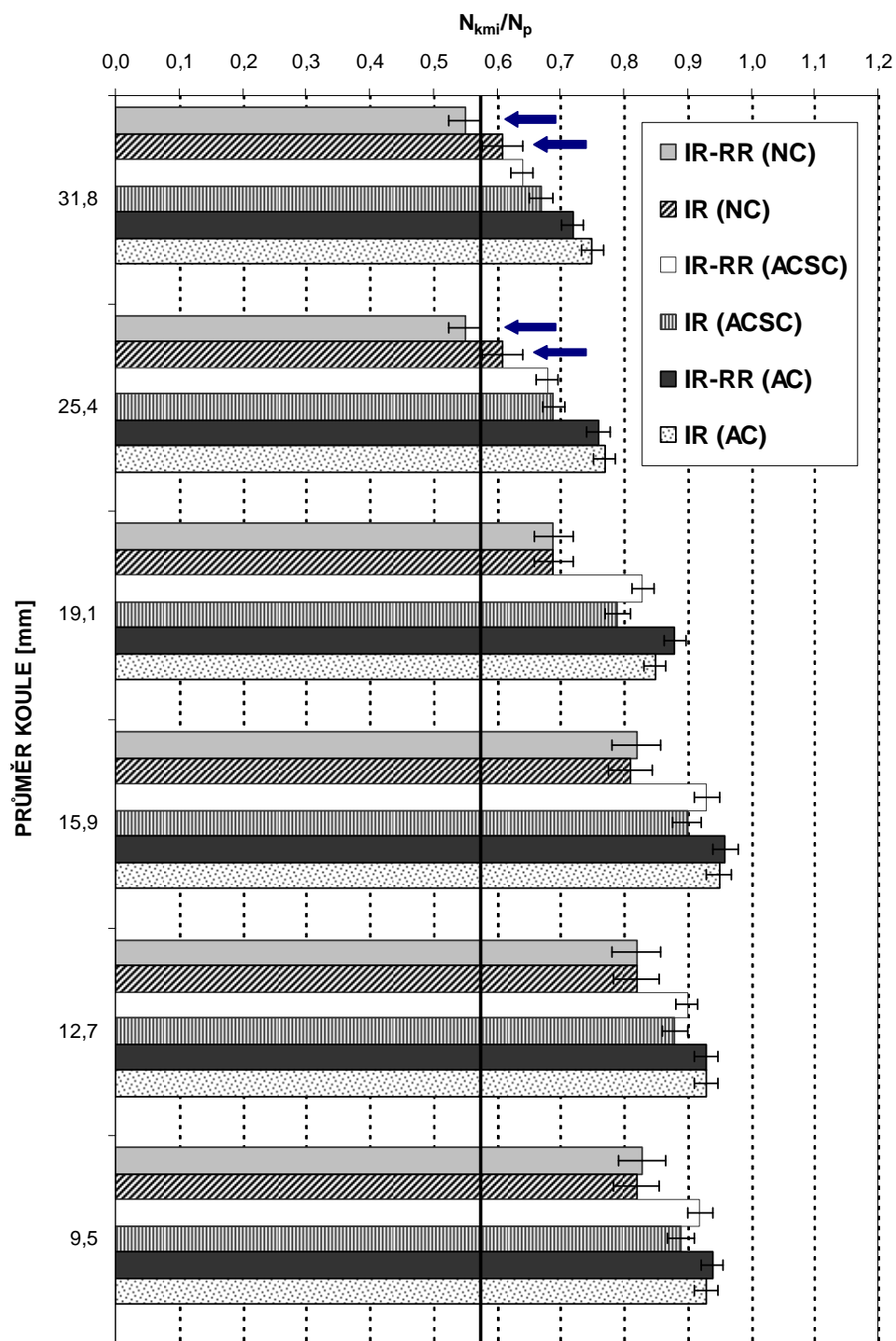
Skutečnému poměru 0,58 ve studii 0,6A (obrázek 5.6) byl nejbližší naměřený poměr ($0,54 \pm 0,03$) rekonstrukce IR-RR (NC) a ($0,61 \pm 0,03$) rekonstrukce IR (NC) u koulí o průměru 32 a 25 mm. V ostatních případech byl opět zjištěn statisticky významný rozdíl mezi naměřenou a skutečnou hodnotou.



Obrázek 5.4: Poměr počtu impulzů v kouli (N_{kmi}) a pozadí (N_p) v závislosti na průměru koule, typu rekonstrukce a použité korekce ve **studii 0A** (nulová aktivita v kouli). Uvedené poměry jsou aritmetickým průměrem 4 hodnot včetně směrodatné odchylky průměru. Plná čára (totožná s osou „průměr koule“) představuje nulový poměr N_{kmi}/N_p odpovídající skutečnosti. Rozdíl mezi naměřeným a skutečným poměrem N_{kmi}/N_p je pro všechny typy rekonstrukce a korekce statisticky významný na hladině významnosti $p = 0,05$.



Obrázek 5.5: Poměr počtu impulzů v kouli (N_{kmi}) a pozadí (N_p) v závislosti na průměru koule a typu rekonstrukce a použité korekce pro **studii 0,3A**. Uvedené poměry jsou aritmetickým průměrem 4 hodnot včetně směrodatné odchylky průměru. Plná čára představuje poměr $N_{kmi}/N_p = 0,28$ stanovený měřičem aktivity. Modré šipky označují rozdíl mezi naměřeným a skutečným poměrem N_{kmi}/N_p , které nejsou statisticky významné na hladině významnosti $p = 0,05$.



Obrázek 5.6: Poměr počtu impulzů v kouli (N_{kmi}) a pozadí (N_p) v závislosti na průměru koule a typu rekonstrukce a použité korekce pro **studii 0,6A**. Uvedené poměry jsou aritmetickým průměrem 4 hodnot včetně směrodatné odchylky průměru. Plná čára představuje poměr $N_{kmi}/N_p = 0,58$ stanovený měřicem aktivity. Modré šipky označují rozdíl mezi naměřeným a skutečným poměrem N_{kmi}/N_p , které nejsou statisticky významné na hladině významnosti $p = 0,05$.

5.1.2.3 Absolutní kvantifikace

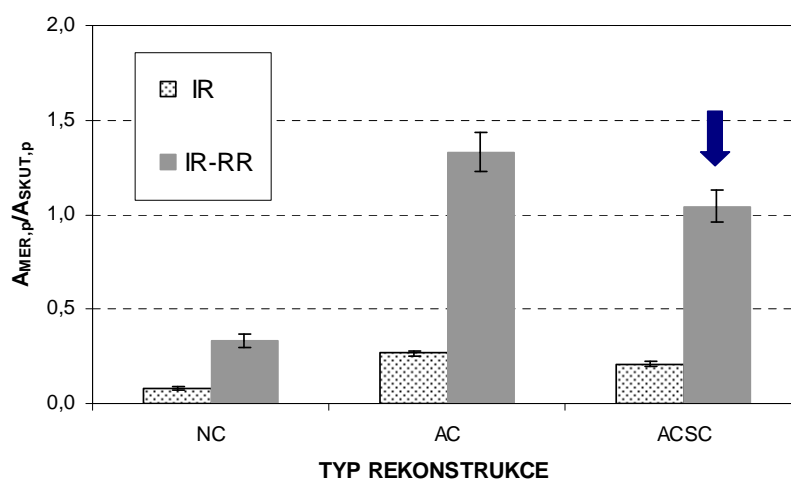
Citlivost SPECT kamery

V tabulce 5.9 je uvedena naměřená planární citlivost SPECT kamery. Výsledná hodnota citlivosti je $75,2 \pm 2,8 \text{ imp.s}^{-1}\text{MBq}^{-1}$.

Tabulka 5.9: Hodnota planární citlivosti SPECT kamery, použitá aktivita a četnost impulzů v zájmové oblasti (N_{ROI}) a pozadí (N_p). Četnosti impulzů v zájmové oblasti i pozadí jsou vypočteny aritmetickým průměrem z 5 míst na ploše detektoru. Aktivita byla stanovena měřičem aktivity typu Bqmetr 3 s relativní chybou 0,6%.

AKTIVITA [MBq]	N_{ROI} [imp]	N_p [imp]	t [s]	CITLIVOST [imp.s ⁻¹ .MBq ⁻¹]
15,9	358 339 ± 1 075	646 ± 22	300	75,2 ± 2,8

Pro větší názornost jsou v tomto odstavci hodnoty měřené objemové aktivity pozadí $A_{MER,p}$ znázorněny jako poměr $A_{MER,p}/A_{SKUT,p}$, kde $A_{SKUT,p}$ je skutečná objemová aktivita pozadí (v ideálním případě platí $A_{MER,p}/A_{SKUT,p} = 1$). Obdobně jsou prezentovány hodnoty naměřené objemové aktivity koule $A_{MER,kii}$. Výjimkou jsou hodnoty $A_{MER,ki}$ studie 0A, neboť $A_{SKUT,ki} = 0 \text{ kBq/vx}$.



Obrázek 5.7: Poměr změřené aktivity ($A_{MER,p}$) a skutečné aktivity ($A_{SKUT,p}$) pozadí v závislosti na typu rekonstrukce a použité korekci pro studii 0A. Uvedené hodnoty poměru jsou aritmetické průměry 4 za sebou nasnímaných studií. Směrodatné odchylky jsou vypočteny podle vztahu 4.14. Modrá šipka označuje případ, kdy rozdíl mezi $A_{MER,p}$ a $A_{SKUT,p}$ není statisticky významný na hladině významnosti $p = 0,05$.

Obrázek 5.7 znázorňuje poměr změřené ($A_{MER,p}$) a skutečné objemové aktivity ($A_{SKUT,p}$) pozadí studie 0A, v závislosti na typu rekonstrukce a použité korekci. Použitím rekonstrukce IR byly, ve všech studovaných variantách korekce, naměřeny hodnoty $A_{MER,p}$, které činily maximálně 30% skutečné objemové aktivity $A_{SKUT,p}$ ($A_{MER,p}/A_{SKUT,p} = 0,3$). Po rekonstrukci IR-RR byly hodnoty $A_{MER,p}$ velmi rozdílné v závislosti na použité korekci. V případě IR-RR (AC) byla $A_{MER,p}$ o 33% vyšší než $A_{SKUT,p}$ ($A_{MER,p}/A_{SKUT,p} = 1,33 \pm 0,10$). Na druhé straně, po rekonstrukci IR-RR (NC) byla naměřena výrazně nižší $A_{MER,p}$ ($A_{MER,p}/A_{SKUT,p} = 0,33 \pm 0,3$). Skutečné hodnotě objemové aktivity se nejvíce přiblížila pouze rekonstrukce IR-RR (ACSC) – $A_{MER,p}/A_{SKUT,p} = 1,04 \pm 0,09$. Statisticky významný (na hladině významnosti $p = 0,05$) byl rozdíl mezi $A_{MER,p}$ a $A_{SKUT,p}$ ve všech případech, s výjimkou IR-RR (ACSC).

Na obrázku 5.8 jsou uvedeny hodnoty naměřených objemových aktivit koule $A_{MER,ki}$ [kBq/vx] studie 0A, v závislosti na průměru koule i , typu rekonstrukce a použité korekci. Na obrázku 5.9 a 5.10 je znázorněn poměr $A_{MER,ki}/A_{SKUT,ki}$ v závislosti na průměru koule i , typu rekonstrukce a použité korekci, a to pro studii 0,3A (obrázek 5.9) a 0,6A (obrázek 5.10). Hodnoty $A_{MER,ki}$ studie 0A jsou uvedeny v tabulce 5.10, hodnoty poměru $A_{MER,ki}/A_{SKUT,ki}$ studie 0,3A v tabulce 5.11 a studie 0,6A v tabulce 5.12.

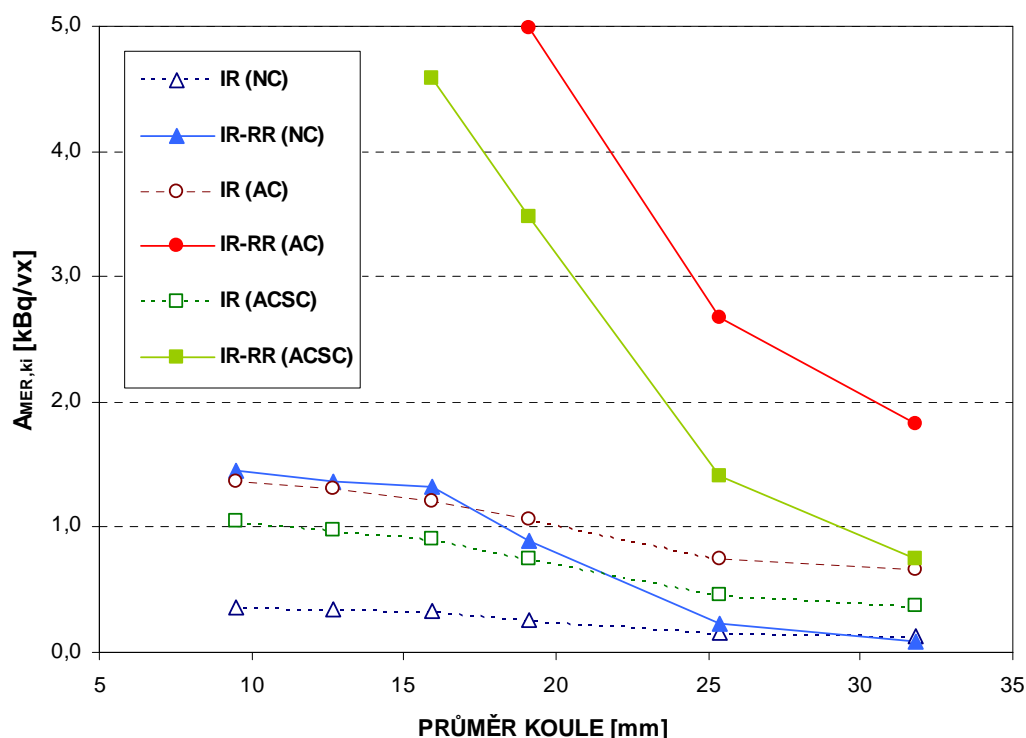
Uvedené grafy zřetelně ukazují na zásadní vliv použití AC či ACSC v rekonstrukci IR-RR v porovnání s IR. Zatímco v případě IR (AC) či IR (ACSC) byly naměřeny hodnoty $A_{MER,ki}$ vždy menší než $A_{SKUT,ki}$ (výjimkou je samozřejmě studie 0A, kde jsou vždy hodnoty $A_{MER,ki}$ vyšší neboť skutečná aktivita je rovna nule), při použití AC či ACSC v rekonstrukci IR-RR ukazují výsledky až několikanásobné zvýšení hodnot $A_{MER,ki}$ vůči $A_{SKUT,ki}$. Toto zvýšení je nejvýznamnější u studie 0A a nejmenší u studie 0,6A. Se vzrůstajícím průměrem koule je zvýšení hodnot $A_{MER,ki}$ vůči $A_{SKUT,ki}$ méně významné.

U studie 0A lze pozorovat s rostoucím průměrem koule rovnoměrné přiblížení $A_{MER,ki}$ k $A_{SKUT,ki}$ u všech typů korekcí rekonstrukce IR. Naopak v případě IR-RR (AC) a IR-RR (ACSC) je patrný strmý nárůst rozdílu mezi $A_{MER,ki}$ a $A_{SKUT,ki}$ u koulí o malém průměru. Výjimkou je rekonstrukce IR-RR (NC), u které rozdíl mezi $A_{MER,ki}$ a $A_{SKUT,ki}$ dosahuje relativně vyšších hodnot u menších koulí, zatímco se blíží skutečné hodnotě (nule) u koule o největším průměru, a to nejvíce ze všech rekonstrukcí.

U studie 0,3A můžeme sledovat dva protichůdné případy. Se zmenšujícím se průměrem koule se hodnoty $A_{MER,ki}$ blíží k $A_{SKUT,ki}$ pro rekonstrukce IR (AC), IR (ACSC) a IR-RR (NC). Naopak pro rekonstrukce IR-RR (AC) a IR-RR (ACSC) se $A_{MER,ki}$ k $A_{SKUT,ki}$ blíží s rostoucím průměrem koule. Poněkud odlišným případem je rekonstrukce IR (NC), u které je rozdíl mezi $A_{MER,ki}$ a $A_{SKUT,ki}$ relativně velký, a to bez ohledu na průměr koule.

U studie 0,6A můžeme pozorovat prakticky totožné průběhy jako v případě studie 0,3A. Změny hodnot $A_{MER,ki}$ v závislosti na průměru koule i však nejsou tak výrazné.

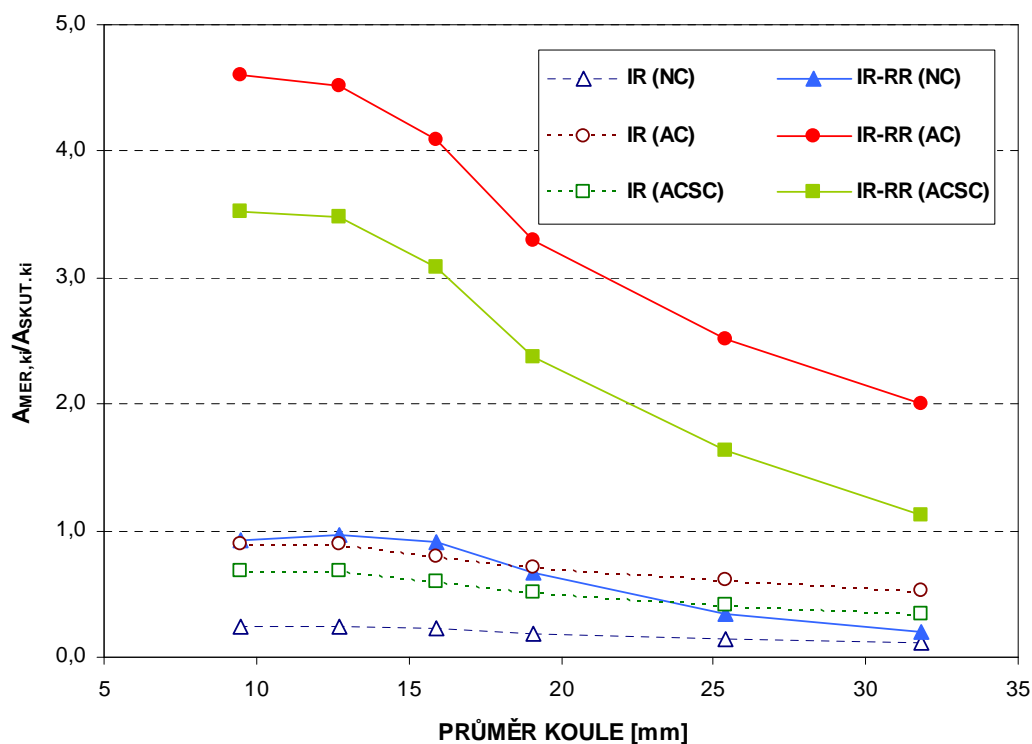
U všech studií se $A_{MER,ki}$ vůči $A_{SKUT,ki}$ statisticky významně liší (na hladině významnosti $p = 0,05$).



Obrázek 5.8: Měřená aktivita koule o průměru i ($A_{MER,ki}$) v [kBq/vx] v závislosti na typu rekonstrukce a použité korekce u **studie 0A** ($A_{SKUT,ki} = 0$ kBq/vx). Pro přehlednost jsou body spojeny.

Tabulka 5.10: Hodnoty $A_{MER,ki}$ v [kBq/vx] pro rekonstrukci IR a rekonstrukci IR-RR v závislosti na použité korekci u **studie 0A**. V tabulce jsou uvedeny aritmetické průměry ze 4 měření a jejich směrodatné odchylky, vypočtené dle vztahu 4.12. Ve všech případech je rozdíl mezi $A_{MER,ki}$ a $A_{SKUT,ki}$ statisticky významný na hladině významnosti $p = 0,05$.

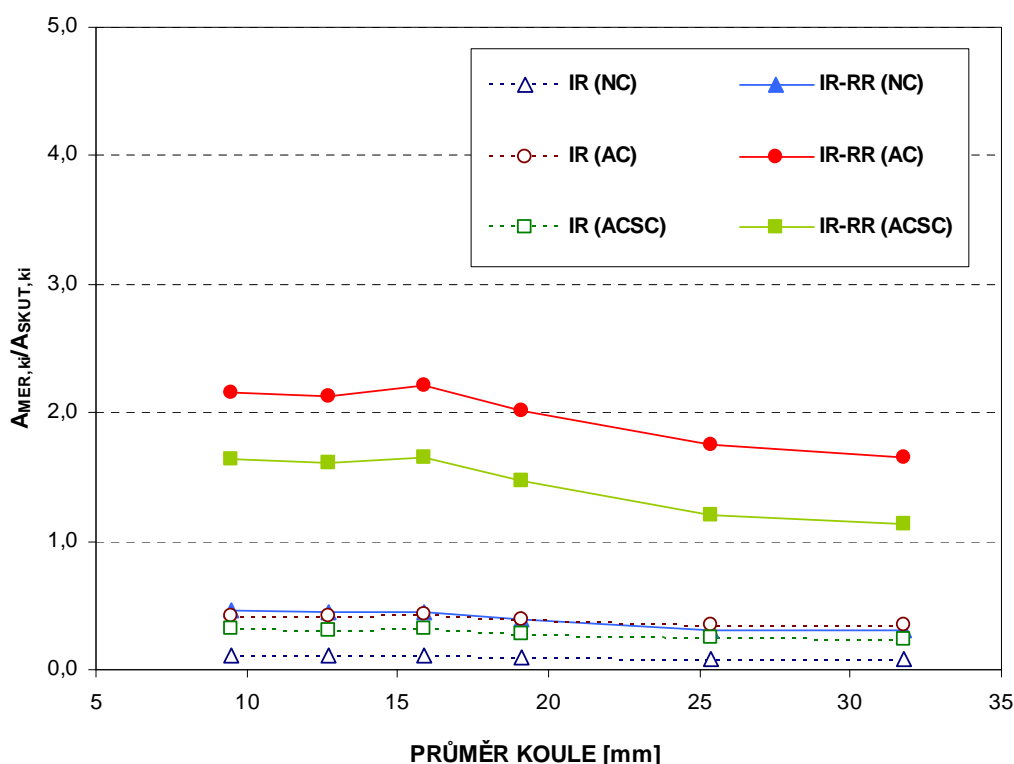
PRŮMĚR KOULE [mm]	NC		AC		ACSC	
	IR	IR-RR	IR	IR-RR	IR	IR-RR
31,8	0,13 ± 0,01	0,08 ± 0,01	0,66 ± 0,05	1,83 ± 0,15	0,38 ± 0,04	0,75 ± 0,09
25,4	0,15 ± 0,01	0,22 ± 0,02	0,75 ± 0,04	2,68 ± 0,16	0,46 ± 0,03	1,41 ± 0,11
19,1	0,26 ± 0,01	0,89 ± 0,03	1,06 ± 0,03	4,99 ± 0,13	0,75 ± 0,03	3,48 ± 0,13
15,9	0,33 ± 0,01	1,32 ± 0,03	1,21 ± 0,03	6,18 ± 0,16	0,90 ± 0,02	4,59 ± 0,12
12,7	0,34 ± 0,01	1,37 ± 0,04	1,30 ± 0,03	6,58 ± 0,17	0,97 ± 0,02	4,96 ± 0,13
9,5	0,36 ± 0,01	1,45 ± 0,04	1,37 ± 0,03	7,03 ± 0,18	1,05 ± 0,03	5,39 ± 0,14



Obrázek 5.9: Poměr měřené ($A_{MER,ki}$) a skutečné aktivity ($A_{SKUT,ki}$) koule o průměru i v závislosti na typu rekonstrukce a použité korekce u **studie 0,3A**. Pro přehlednost jsou body spojeny.

Tabulka 5.11: Hodnoty $A_{MER,ki}/A_{SKUT,ki}$ v závislosti na typu rekonstrukce a použité korekce u **studie 0,3A**. V tabulce jsou uvedeny aritmetické průměry ze 4 měření a jejich směrodatné odchylky vypočtené dle vztahu 4.12. Ve všech případech je rozdíl mezi $A_{MER,ki}$ a $A_{SKUT,ki}$ statisticky významný na hladině významnosti $p = 0,05$.

PRŮMĚR KOULE [mm]	NC		AC		ACSC	
	IR	IR-RR	IR	IR-RR	IR	IR-RR
31,8	0,11 ± 0,01	0,20 ± 0,02	0,53 ± 0,04	2,00 ± 0,13	0,34 ± 0,03	1,12 ± 0,10
25,4	0,14 ± 0,01	0,35 ± 0,03	0,61 ± 0,04	2,51 ± 0,13	0,41 ± 0,02	1,63 ± 0,10
19,1	0,19 ± 0,01	0,66 ± 0,03	0,71 ± 0,03	3,29 ± 0,10	0,51 ± 0,02	2,37 ± 0,10
15,9	0,23 ± 0,01	0,90 ± 0,03	0,80 ± 0,03	4,08 ± 0,13	0,59 ± 0,02	3,08 ± 0,09
12,7	0,24 ± 0,01	0,96 ± 0,03	0,89 ± 0,02	4,52 ± 0,14	0,68 ± 0,02	3,48 ± 0,11
9,5	0,24 ± 0,01	0,93 ± 0,03	0,90 ± 0,02	4,61 ± 0,14	0,68 ± 0,02	3,52 ± 0,11



Obrázek 5.10: Poměr změřené ($A_{MER,ki}$) a skutečné aktivity ($A_{SKUT,ki}$) koule o průměru i v závislosti na typu rekonstrukce a použité korekce u **studie 0,6A**. Hodnoty rekonstrukce IR-RR (NC) nejsou v grafu dostatečně viditelné, kopírují body rekonstrukce IR (AC). Pro přehlednost jsou body spojeny.

Tabulka 5.12: Hodnoty $A_{MER,ki}/A_{SKUT,ki}$ v závislosti na typu rekonstrukce a použité korekce u **studie 0,6A**. V tabulce jsou uvedeny aritmetické průměry ze 4 měření a jejich směrodatné odchylky, vypočtené dle vztahu 4.12. Ve všech případech je rozdíl mezi $A_{MER,ki}$ a $A_{SKUT,ki}$ statisticky významný na hladině významnosti $p = 0,05$.

PRŮMĚR KOULE [mm]	NC		AC		ACSC	
	IR	IR-RR	IR	IR-RR	IR	IR-RR
31,8	0,09 ± 0,01	0,31 ± 0,02	0,34 ± 0,01	1,65 ± 0,07	0,24 ± 0,01	1,14 ± 0,05
25,4	0,09 ± 0,01	0,31 ± 0,02	0,35 ± 0,01	1,75 ± 0,07	0,25 ± 0,01	1,21 ± 0,06
19,1	0,10 ± 0,01	0,39 ± 0,01	0,39 ± 0,01	2,02 ± 0,06	0,28 ± 0,01	1,48 ± 0,04
15,9	0,11 ± 0,01	0,45 ± 0,01	0,43 ± 0,01	2,22 ± 0,07	0,32 ± 0,01	1,66 ± 0,05
12,7	0,12 ± 0,01	0,45 ± 0,01	0,42 ± 0,01	2,13 ± 0,05	0,31 ± 0,01	1,61 ± 0,04
9,5	0,12 ± 0,01	0,46 ± 0,01	0,42 ± 0,01	2,16 ± 0,05	0,32 ± 0,01	1,64 ± 0,04

5.1.2.4 Simulace studií s delší akviziční dobou

V tabulce 5.13 a 5.14 jsou uvedeny hodnoty kontrastu koule K_{ki} pro simulované studie (dvě sečtené studie s časem snímání T na projekci) a nasnímané studie (čas snímání 2T na projekci) rekonstruované IR a IR-RR v závislosti na použité korekci. Rozdíl mezi výslednými hodnotami kontrastu koule K_{ki} simulované a nasnímané studie činí řádově jednotky setin. To odpovídá maximálně cca 6% pro koule větších průměrů (32 a 25 mm), ale již desítkám procent pro koule malých průměrů. Například u koule o průměru 16 mm činí rozdíl mezi hodnotami K_{ki} u simulované a nasnímané studie 25%, a to v případě IR (AC) i IR-RR (AC).

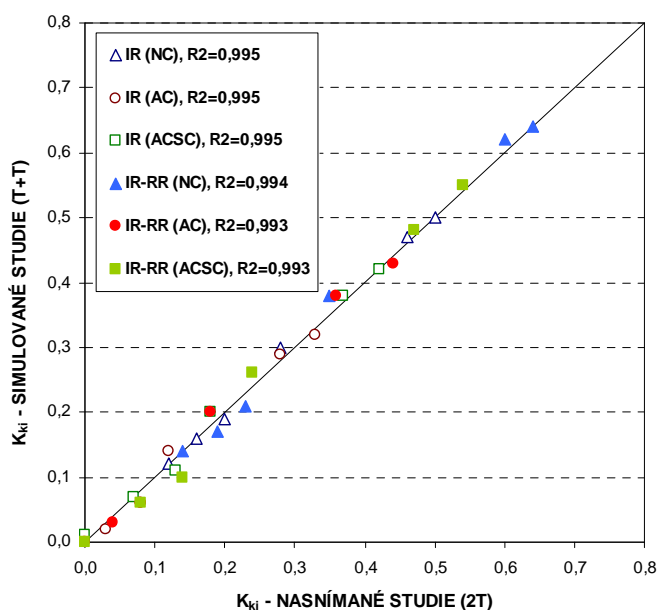
Tabulka 5.13: Porovnání kontrastu koule pro nasnímané (2T na projekci) a simulované (T na projekci) studie 0A fantomu v závislosti na průměru koule a použité korekci v **rekonstrukci IR**. Hodnoty v tabulce jsou aritmetické průměry ze 6 hodnot (v případě simulovaných studií) resp. 2 hodnot (v případě nasnímaných studií) včetně směrodatné odchylky vypočtené dle vztahu 4.7. Ve všech případech je rozdíl mezi simulovanými a nasnímanými studiemi statisticky nevýznamný (na hladině významnosti $p = 0,05$).

PRŮMĚR Koule [mm]	IR (NC)		IR (AC)		IR (ACSC)	
	2T	T+T	2T	T+T	2T	T+T
31,8	0,50 ± 0,04	0,50 ± 0,04	0,33 ± 0,02	0,32 ± 0,02	0,42 ± 0,03	0,42 ± 0,03
25,4	0,46 ± 0,03	0,47 ± 0,03	0,28 ± 0,01	0,29 ± 0,01	0,37 ± 0,03	0,38 ± 0,03
19,1	0,28 ± 0,02	0,30 ± 0,02	0,12 ± 0,01	0,14 ± 0,01	0,18 ± 0,02	0,20 ± 0,02
15,9	0,20 ± 0,01	0,19 ± 0,01	0,08 ± 0,003	0,06 ± 0,004	0,13 ± 0,01	0,11 ± 0,01
12,7	0,16 ± 0,01	0,16 ± 0,01	0,03 ± 0,002	0,02 ± 0,001	0,07 ± 0,01	0,07 ± 0,01
9,5	0,12 ± 0,004	0,12 ± 0,003	0	0	0	0,01 ± 0,03

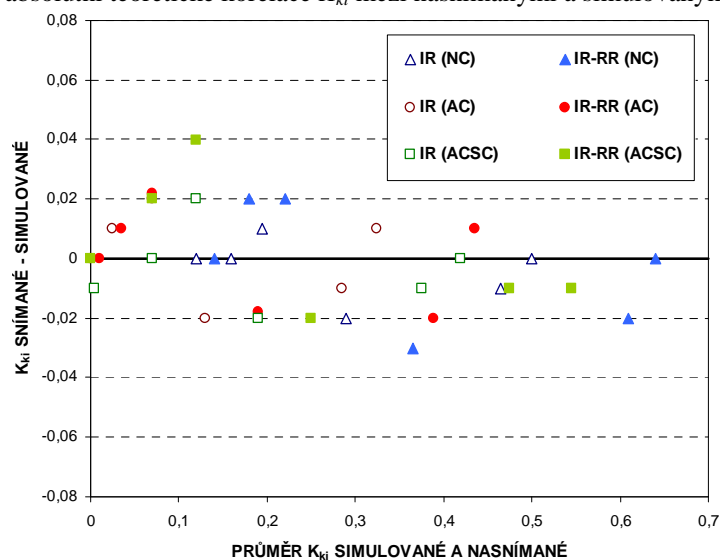
Tabulka 5.14: Porovnání kontrastu koule pro nasnímané (2T na projekci) a simulované (T na projekci) studie 0A fantomu v závislosti na průměru koule a použité korekci v **rekonstrukci IR-RR**. Hodnoty v tabulce jsou aritmetické průměry ze 6 hodnot (v případě simulovaných studií) resp. 2 hodnot (v případě nasnímaných studií) včetně směrodatné odchylky vypočtené dle vztahu 4.7. Ve všech případech je rozdíl mezi simulovanými a nasnímanými studiemi statisticky nevýznamný (na hladině významnosti $p = 0,05$).

PRŮMĚR Koule [mm]	IR-RR (NC)		IR-RR (AC)		IR-RR (ACSC)	
	2T	T+T	2T	T+T	2T	T+T
31,8	0,64 ± 0,09	0,64 ± 0,08	0,44 ± 0,04	0,43 ± 0,03	0,54 ± 0,06	0,55 ± 0,06
25,4	0,60 ± 0,08	0,62 ± 0,08	0,36 ± 0,02	0,38 ± 0,02	0,47 ± 0,03	0,48 ± 0,03
19,1	0,35 ± 0,04	0,38 ± 0,03	0,18 ± 0,01	0,20 ± 0,01	0,24 ± 0,02	0,26 ± 0,02
15,9	0,23 ± 0,03	0,21 ± 0,03	0,08 ± 0,004	0,06 ± 0,002	0,14 ± 0,01	0,10 ± 0,01
12,7	0,19 ± 0,02	0,17 ± 0,02	0,04 ± 0,001	0,03 ± 0,001	0,08 ± 0,004	0,06 ± 0,003
9,5	0,14 ± 0,01	0,14 ± 0,01	0	0	0	0,0

Na obrázku 5.11 je v jednom grafu přehledně znázorněna korelace mezi hodnotami K_{ki} pro nasnímané a simulované studie a obrázek 5.12 prezentuje příslušný rozdílový Bland-Altmanův graf. Z obou obrázků, a především pak z uvedených hodnot koeficientů determinace R^2 (který nabývá hodnot nejméně 0,993), je zřejmé, že je zde velmi vysoká korelace mezi nasnímanými a simulovanými studiemi při všech variantách korekce. Z grafu na obrázku 5.12 lze vypožorovat větší „rozptyl“ (odchýlení od nulové vodorovné osy) u plně vybarevných bodů. Obecně je možno konstatovat, že o něco větší rozdíly v hodnotách K_{ki} byly zjištěny u rekonstrukce IR-RR. Při testování na hladině významnosti $p = 0,05$ však bylo zjištěno, že ve všech případech je rozdíl mezi simulovanými a nasnímanými studiemi statisticky nevýznamný.

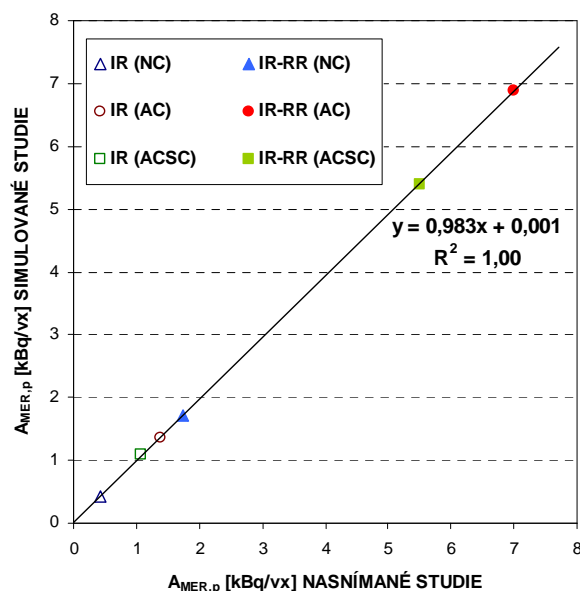


Obrázek 5.11: Korelace hodnot kontrastu koule (K_{ki}) pro nasnímané (s časem 2T na projekci) a simulované (sečtené dvě studie s časem T na projekci) studie v závislosti na použité korekci a typu rekonstrukce. Příslušné koeficienty determinace (R^2) jsou uvedeny v závorce v legendě. Plná čára představuje průběh absolutní teoretické korelace K_{ki} mezi nasnímanými a simulovanými studiemi.



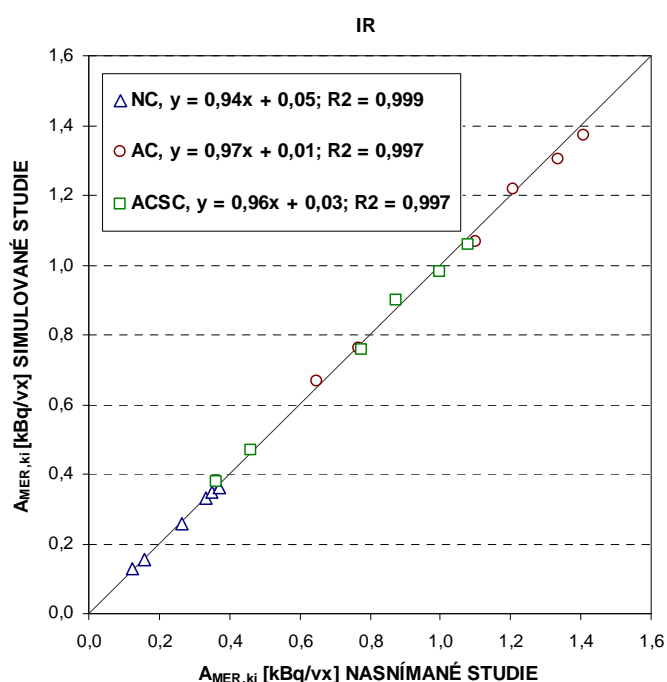
Obrázek 5.12: Bland-Altmanův graf K_{ki} pro simulované a nasnímané studie v závislosti na použité korekci a typu rekonstrukce.

Obrázek 5.13 zobrazuje závislosti naměřené aktivity pozadí $A_{MER,p}$ [kBq/vx] pro nasnímané a simulované studie v závislosti na použité rekonstrukci a typu korekce. Hodnoty $A_{MER,p}$ simulované studie vykazují zcela jednoznačnou shodu s hodnotami $A_{MER,p}$ nasnímané studie.

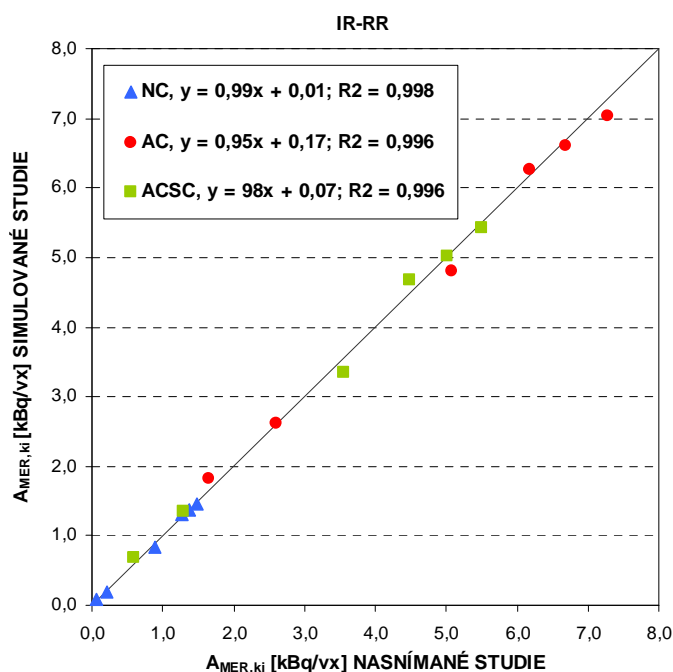


Obrázek 5.13: Korelace hodnot změřené aktivity pozadí ($A_{MER,p}$) v [kBq/vx] pro nasnímané a simulované studie v závislosti na typu rekonstrukce a použité korekci. Skutečná objemová aktivita pozadí, získaná měříčem aktivity je 5,16 kBq/vx.

Na obrázku 5.14 a 5.15 jsou uvedeny měřené objemové aktivity koule $A_{MER,ki}$ [kBq/vx] pro nasnímané a simulované studie pro rekonstrukce IR a IR-RR v závislosti na použitém typu korekce. Z obou grafů je zcela jednoznačně patrná shoda hodnot $A_{MER,ki}$ mezi sečtenými a simulovanými studiemi bez ohledu na použitý typ korekce.



Obrázek 5.14: Korelace hodnot změřené aktivity koule o průměru i $A_{MER,ki}$ v [kBq/vx] pro nasnímané a simulované studie v závislosti na použité korekci rekonstrukce IR. Skutečná aktivita je 0 kBq/vx. V legendě je ke každému typu korekce uvedena rovnice korelační přímky a koeficient determinace. Plná čára představuje průběh absolutní teoretické korelace $A_{MER,ki}$ mezi nasnímanými a simulovanými studiemi.



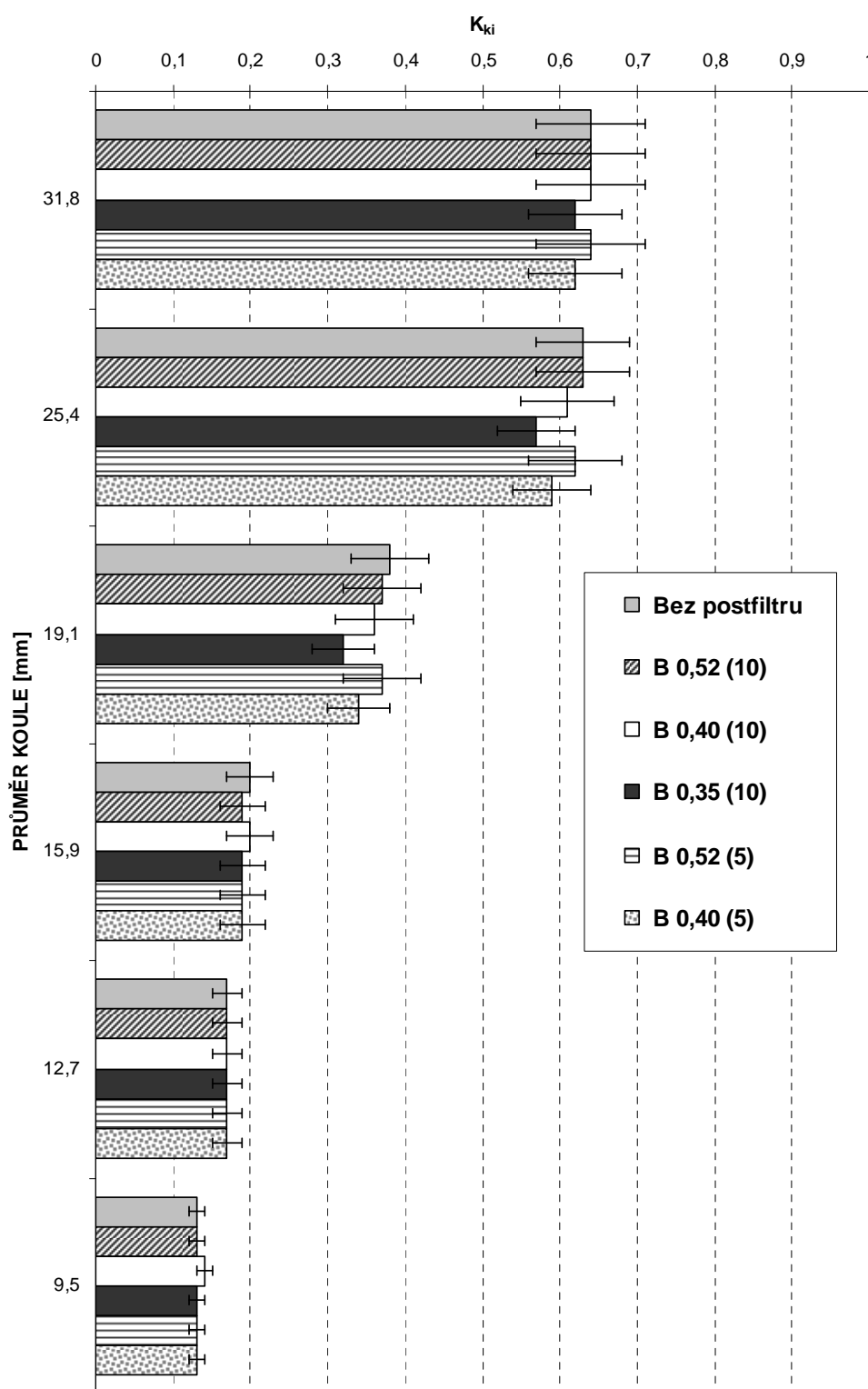
Obrázek 5.15: Korelace hodnot změřené aktivity koule o průměru i $A_{MER,ki}$ v [kBq/vx] pro nasnímané a simulované studie v závislosti na použité korekci rekonstrukce IR-RR. Skutečná aktivita je 0 kBq/vx. V legendě je ke každému typu korekce uvedena rovnice korelační přímky a koeficient determinace. Plná čára představuje průběh absolutní teoretické korelace $A_{MER,ki}$ mezi nasnímanými a simulovanými studiemi.

5.1.2.5 Vliv post-rekonstrukčního filtru

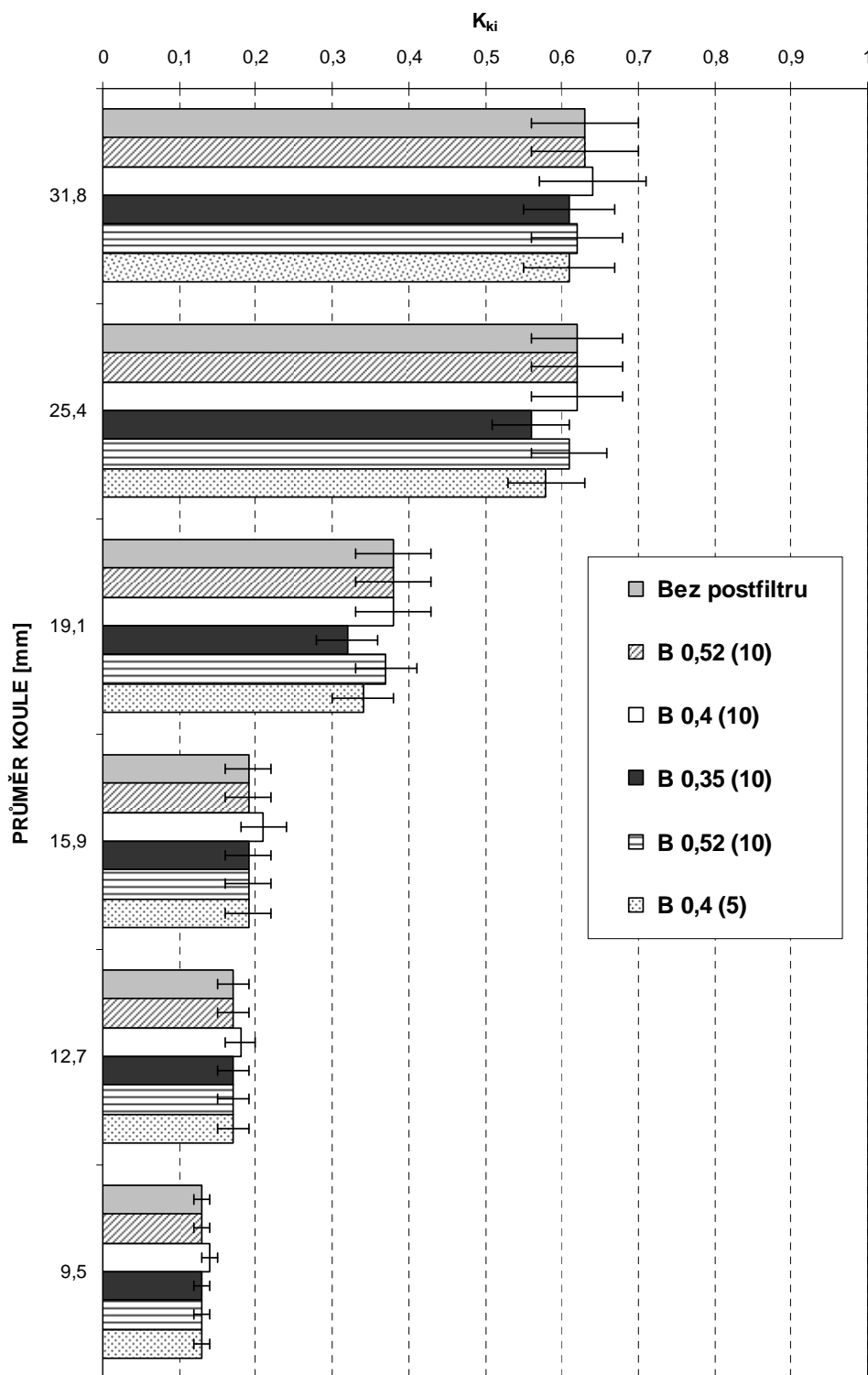
Tento odstavec popisuje vliv změny parametrů post-rekonstrukčního filtru u snímku rekonstruovaného IR-RR (NC) na kvalitu zobrazení a kvantifikaci. Měření byla provedena u studie 0A (simulace myokardu se 100% defektem) bez post-rekonstrukčního filtru a s post-rekonstrukčním filtrem Butterworth, který bude dále v textu označen jen zkratkou B s číslem označujícím mezní frekvenci [cykl/cm] a řádem uvedeným v závorce.

Na obrázku 5.16 a 5.17 je uveden kontrast koule K_{ki} v závislosti na průměru koule a použitém post-rekonstrukčním filtru pro studie s malým počtem impulzů (obrázek 5.16) a pro studie s velkým počtem impulzů (obrázek 5.17). Znázorněné hodnoty K_{ki} jsou průměrné hodnoty ze 4 měření včetně směrodatné odchylky.

U obou studií (malý i velký počet impulzů) byly získány obdobné hodnoty K_{ki} bez ohledu na to, zda byl či nebyl použit post-rekonstrukční filtr. Jediné pozorovatelné snížení hodnoty K_{ki} (jednotky %) představuje použití post-rekonstrukčního filtru B 0,35 (10) a B 0,4 (5). Největší rozdíl hodnot K_{ki} byl naměřen konkrétně u koule o průměru 19 mm – snížení K_{ki} o 16% u filtru B 0,35 (10) a o 11% u filtru B 0,4 (5). U koulí o menším průměru (16, 13 a 9 mm) je pozorován výraznější rozdíl K_{ki} pouze u filtru B 0,4 (10), který má za následek zvýšení kontrastu koule o maximálně 10% (koule o průměru 16mm). Přes tyto naměřené změny K_{ki} nebyl rozdíl mezi rekonstrukcí bez post-rekonstrukčního filtru a s post-rekonstrukčním filtrem pro koule všech průměrů na hladině významnosti $p = 0,05$ statisticky významný.



Obrázek 5.16: Kontrast koule (K_{ki}) včetně směrodatných odchylek studie s malým počtem impulzů 0A fantomu po rekonstrukci IR-RR (NC) v závislosti na průměru koule a použitém post-rekonstrukčním filtru. V legendě uvedené B s čísly označují post-rekonstrukční filtr Butterworth s mezní frekvencí [cykl/cm] a řádem (uveden v závorce). Rozdíl K_{ki} mezi rekonstrukcí bez post-filtru a s post-filtrem pro všechny průměry koulí není na hladině významnosti $p=0,05$ statisticky významný.



Obrázek 5.17: Kontrast koule (K_{ki}) včetně směrodatných odchylek studie s velkým počtem impulzů 0A fantomu po rekonstrukci IR-RR (NC) v závislosti na průměru koule a použitém post-rekonstrukčním filtru. V legendě uvedené B s čísly označují post-rekonstrukční filtr Butterworth s mezní frekvencí [cykl/cm] a řádem (uveden v závorce). Rozdíl K_{ki} mezi rekonstrukcí bez post-filtru a s post-filtrem pro všechny průměry koulí není na hladině významnosti 0,05 statisticky významný.

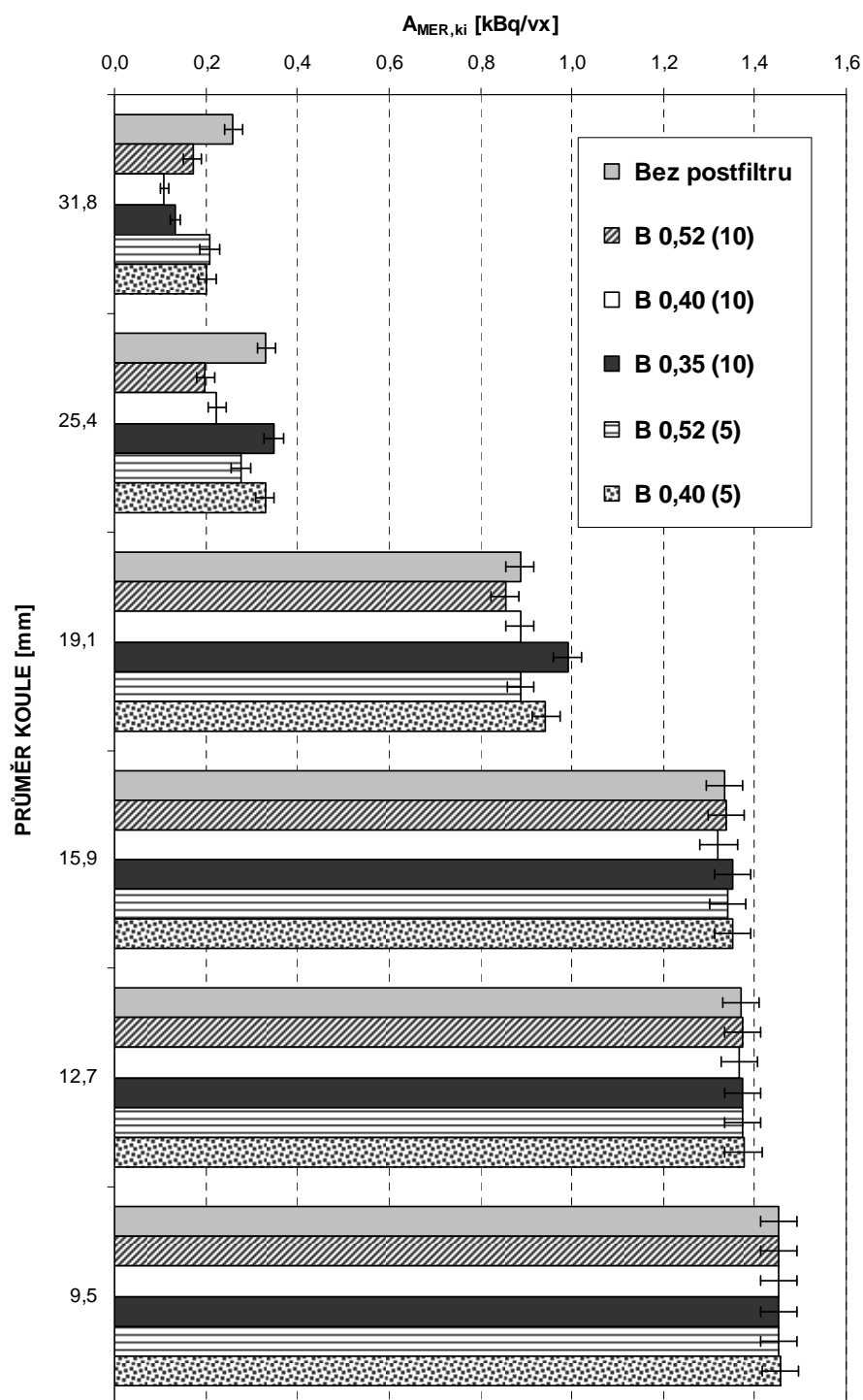
V tabulce 5.15 je porovnávána naměřená objemová aktivita pozadí ($A_{MER,p}$) v [kBq/vx] se skutečnou objemovou aktivitou ($A_{SKUT,p}$) v závislosti na použitém post-rekonstrukčním filtru Butterworth s rozdílnou mezní frekvencí a řádem pro 0A studii s malým počtem impulzů (IR-RR (NC)). Pro všechny studované filtry dosahují hodnoty $A_{MER,p}$ pouze 33% $A_{SKUT,p}$. Rozdíl mezi $A_{MER,p}$ a $A_{SKUT,p}$ je statisticky významný na hladině významnosti $p = 0,05$.

Tabulka 5.15: Porovnání naměřené ($A_{MER,p}$) a skutečné ($A_{SKUT,p}$) aktivity v [kBq/vx] v pozadí studie s malým počtem impulzů 0A fantomu po rekonstrukci IR-RR (NC) v závislosti na post-rekonstrukčním filtru Butterworth s rozdílnými parametry - mezní frekvencí [cykl/cm] a řádem (uveden v závorce). Skutečná aktivita byla stanovena měřičem aktivity ověřeným ČMI. Relativní chyba měření na měřiči aktivity byla 0,01%. Hvězdičkou * jsou označeny statisticky významné rozdíly (na hladině $p = 0,05$) mezi $A_{MER,p}$ a $A_{SKUT,p}$.

TYP POSTFILTRU	$A_{MER,p}$ [kBq/vx]	$A_{SKUT,p}$ [kBq/vx]	$A_{MER,p}/A_{SKUT,p}$
BEZ POSTFILTRU	$1,70 \pm 0,18^*$	5,16	0,33
B 0,52 (10)	$1,71 \pm 0,18^*$		0,33
B 0,40 (10)	$1,71 \pm 0,18^*$		0,33
B 0,35 (10)	$1,71 \pm 0,18^*$		0,33
B 0,52 (5)	$1,71 \pm 0,18^*$		0,33
B 0,40 (5)	$1,71 \pm 0,18^*$		0,33

Na obrázku 5.18 je zobrazeny hodnoty $A_{MER,ki}$ [kBq/vx] v závislosti na průměru koule a typu post-rekonstrukčního filtru pro studie s malým počtem impulzů. $A_{SKUT,ki} = 0$ kBq/vx. Hodnoty $A_{MER,ki}$ jsou aritmetické průměry ze 4 měření. Rozdíl mezi $A_{MER,ki}$ a $A_{SKUT,ki}$ je u všech koulí, bez ohledu na to, zda byl či nebyl použit post-rekonstrukční filtr, statisticky významný (na hladině významnosti $p = 0,05$).

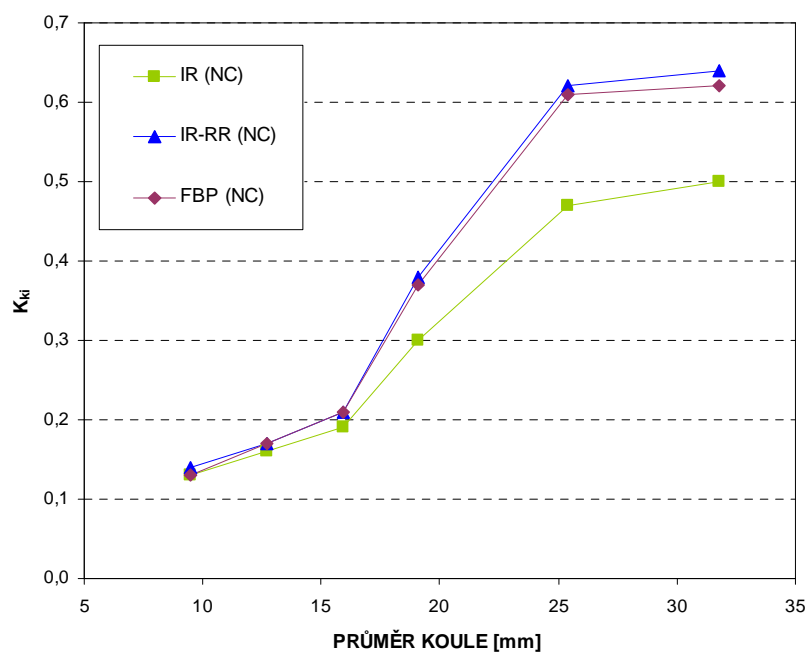
Z obrázku je patrné, že u koule o největším průměru (32 mm) bylo dosaženo největších rozdílů $A_{MER,ki}$ v závislosti na parametrech použitého filtru. Skutečné hodnotě $A_{SKUT,ki}$ se nejvíce přiblížila aktivita naměřená při použití post-rekonstrukčního filtru B 0,4(10) ($A_{MER,ki} = 0,11 \pm 0,01$ kBq/vx), naopak nejvíce se lišila aktivita naměřená v případě kdy nebyl použit post-rekonstrukční filtr ($A_{MER,ki} = 0,26 \pm 0,02$ kBq/vx). Obdobný výsledek byl dosažen i u koule o průměru 25 mm. Při dalším snižování průměru koule (průměr menší než 19 mm) je již vliv parametrů post-rekonstrukčního filtru na $A_{MER,ki}$ prakticky zanedbatelný.



Obrázek 5.18: Měřená aktivita koule o průměru i ($A_{MER,ki}$) v [kBq/vx] včetně směrodatných odchylek studie s malým počtem impulzů 0A fantomu po rekonstrukci IR-RR (NC) v závislosti na použitém post-rekonstrukčním filtru. B a čísla uvedená v legendě označují post-rekonstrukční filtr typu Butterworth s mezní frekvencí [cykl/cm] a řádem (uveden v závorce). $A_{SKUT,ki} = 0,0$ kBq/vx. Ve všech případech je rozdíl mezi $A_{MER,p}$ a $A_{SKUT,p}$ statisticky významný (na hladině významnosti $p = 0,05$).

5.1.2.6 Porovnání rekonstrukčních algoritmů

Na obrázku 5.19 je pro rekonstrukce FBP, IR-RR a IR (všechny rekonstrukce NC) 0A studie zobrazena závislost kontrastu koule K_{ki} na průměru koule. Hodnoty K_{ki} a jejich směrodatné odchylky jsou uvedeny v tabulce 5.17.



Obrázek 5.19: Kontrast koule (K_{ki}) studie 0A v závislosti na průměru koule a typu rekonstrukce. Pro přehlednost jsou body spojeny.

Tabulka 5.17: Hodnoty K_{ki} (aritmetické průměry ze 6 měření) včetně směrodatné odchylky (vypočtené podle vztahu 4.7) studie 0A v závislosti na průměru koule a typu rekonstrukce. Hvězdičkou * jsou označeny statisticky významné rozdíly K_{ki} (na hladině významnosti $p = 0,05$) mezi rekonstrukcemi FBP a rekonstrukcemi IR-RR a IR.

PRŮMĚR KOULE [mm]	FBP (NC)	IR-RR (NC)	IR (NC)
31,8	0,62 ± 0,07	0,64 ± 0,08	0,50 ± 0,04*
25,4	0,61 ± 0,07	0,62 ± 0,08	0,47 ± 0,03*
19,1	0,37 ± 0,03	0,38 ± 0,03	0,30 ± 0,02*
15,9	0,21 ± 0,02	0,21 ± 0,03	0,19 ± 0,01
12,7	0,17 ± 0,02	0,17 ± 0,02	0,16 ± 0,01
9,5	0,13 ± 0,01	0,14 ± 0,01	0,12 ± 0,004

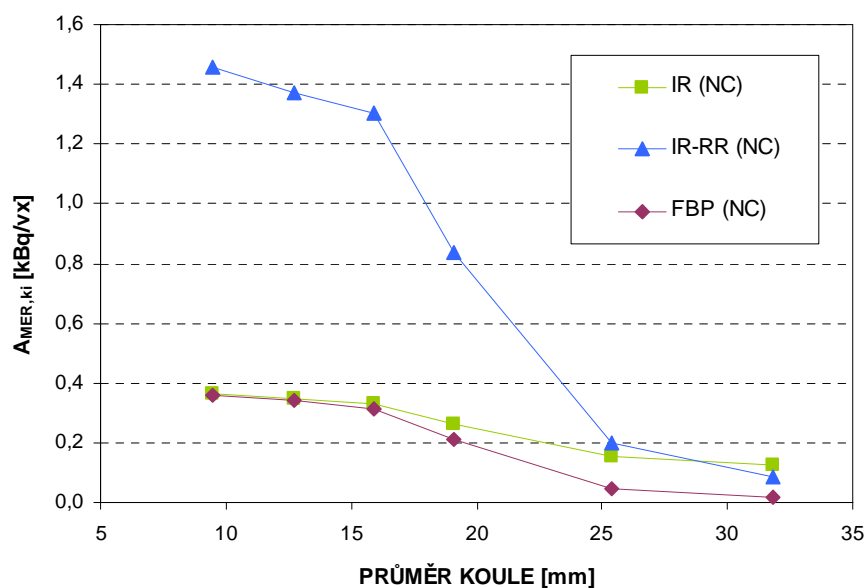
Z obrázku 5.19 a z tabulky 5.17 vyplývá, že u koulí o průměru menším než 16 mm jsou hodnoty K_{ki} rekonstrukcí FBP, IR-RR a IR prakticky totožné (statisticky nevýznamný rozdíl mezi FBP a IR a mezi FBP a IR-RR na hladině významnosti $p = 0,05$). Koule o průměru vyšším než 16 mm (32 - 19 mm) byl nalezen statisticky významný rozdíl (na hladině významnosti $p = 0,05$) mezi K_{ki} rekonstrukce IR-RR a IR. Hodnoty K_{ki} rekonstrukce IR-RR jsou vyšší o cca 23% než hodnoty K_{ki} rekonstrukce IR. Mezi K_{ki} rekonstrukce IR-RR a FBP nebyl nalezen (v testovaném rozsahu průměru koulí) statisticky významný rozdíl.

V tabulce 5.18 jsou uvedeny hodnoty měřené objemové aktivity pozadí $A_{MER,p}$ získané rekonstrukcí FBP, IR a IR-RR (všechny rekonstrukce NC). Rekonstrukcí FBP a IR byla dosažena hodnota $A_{MER,p}$ pouze 8% hodnoty $A_{SKUT,p}$ a v případě rekonstrukce IR-RR bylo dosaženo 33% $A_{SKUT,p}$. Rozdíly mezi $A_{MER,p}$ a $A_{SKUT,p}$ jsou u všech rekonstrukcí statisticky významné na hladině významnosti $p = 0,05$.

Tabulka 5.18: Porovnání naměřené ($A_{MER,p}$) a skutečné ($A_{SKUT,p}$) aktivity pozadí v [kBq/vx] po rekonstrukci FBP, IR a IR-RR (ve všech případech NC). A_{SKUT} byla stanovena měřičem aktivity. Relativní chyba měření na měřiči aktivity byla 0,01%. Hvězdičkou * jsou označeny statisticky významné rozdíly (na hladině $p=0,05$) mezi A_{MER} a A_{SKUT} .

REKONSTRUKCE	$A_{MER,p}$ [kBq/vx]	$A_{SKUT,p}$ [kBq/vx]	A_{MER}/A_{SKUT}
FBP (NC)	$0,42 \pm 0,03^*$	5,16	0,08
IR (NC)	$0,42 \pm 0,03^*$		0,08
IR-RR (NC)	$1,71 \pm 0,18^*$		0,33

Obrázek 5.20 ilustruje závislost měřené objemové aktivity koule o průměru i $A_{MER,ki}$ [kBq/vx] studie 0A na typu rekonstrukce. Hodnoty $A_{MER,ki}$ [kBq/vx] včetně směrodatné odchylky jsou uvedeny v tabulce 5.18. U rekonstrukce IR-RR lze u koule o průměru vyšším než 25 mm pozorovat velmi strmé nabývání hodnot $A_{MER,ki}$ vzdalující se skutečné objemové aktivitě koule $A_{SKUT,ki} = 0$ kBq/vx. Rekonstrukce FBP a IR mají podobné průběhy $A_{MER,ki}$ v závislosti na průměru koule a dosahují relativně nízkých hodnot $A_{MER,ki}$ (blíží se k $A_{SKUT,ki}$). Nicméně rozdíly mezi $A_{MER,ki}$ a $A_{SKUT,ki}$ jsou ve všech případech statisticky významné na hladině významnosti $p = 0,05$.



Obrázek 5.20: Změřená aktivita ($A_{MER,ki}$) koule o průměru i v [kBq/vx] v závislosti na typu rekonstrukce a použité korekce u studie 0A. Pro přehlednost jsou body spojeny.

Tabulka 5.18: Hodnoty $A_{MER,ki}$ koule v [kBq/vx] v závislosti na typu rekonstrukce a použité korekci u studie 0A. Hodnoty $A_{MER,ki}$ jsou aritmetické průměry ze 6 měření. Směrodatné odchylky jsou vypočtené podle vztahu 4.12. Ve všech případech je rozdíl mezi $A_{MER,ki}$ a $A_{SKUT,ki}$ statisticky významný na hladině významnosti $p = 0,05$.

PRŮMĚR KOULE [mm]	IR (NC)	IR-RR (NC)	FBP (NC)
31,8	0,13 ± 0,01	0,09 ± 0,01	0,02 ± 0,01
25,4	0,16 ± 0,01	0,20 ± 0,02	0,05 ± 0,01
19,1	0,26 ± 0,01	0,84 ± 0,03	0,21 ± 0,02
15,9	0,33 ± 0,01	1,30 ± 0,03	0,31 ± 0,02
12,7	0,34 ± 0,01	1,37 ± 0,04	0,34 ± 0,02
9,5	0,36 ± 0,01	1,46 ± 0,03	0,36 ± 0,02

5.1.3. Fyzikální fantom srdce

V tabulce 5.19 a 5.20 jsou uvedeny hodnoty naměřené objemové aktivity v duté komoře fantomu srdce simulující myokard $A_{MER,m}$ [kBq/vx] a skutečné objemové aktivity $A_{SKUT,m} = 143,4$ kBq/vx (Tabulka 5.19) a $A_{SKUT,m} = 76,1$ kBq/vx (Tabulka 5.20) a to v závislosti na typu rekonstrukce a korekce. V obou tabulkách je pro jednotlivé rekonstrukce a korekce uveden poměr naměřené a skutečné objemové aktivity ($A_{MER,m}/A_{SKUT,m}$). $A_{MER,m}$ je ve všech případech statisticky významně (na hladině významnosti $p = 0,05$) nižší než $A_{SKUT,m}$. U rekonstrukce IR nabývá poměr $A_{MER,m}/A_{SKUT,m}$ hodnot 0,03 – 0,11 v závislosti na použité korekci. U rekonstrukce IR-RR pak tento poměr nabývá hodnoty 0,14 (v případě NC) až hodnoty 0,69 (v případě AC), v případě ACSC pak 0,64. Obdobné hodnoty poměru $A_{MER,m}/A_{SKUT,m}$ byly zjištěny i při naplnění fantomu poloviční aktivitou.

Tabulka 5.19: Porovnání $A_{MER,m}$ s $A_{SKUT,m}$ ($A_{SKUT,m} = 143,4$ kBq/vx) v závislosti na použité rekonstrukci a korekci. Ve všech případech je rozdíl $A_{MER,m}$ a $A_{SKUT,m}$ statisticky významný (na hladině významnosti $p = 0,05$).

VELIČINA	NC		AC		ACSC	
	IR	IR-RR	IR	IR-RR	IR	IR-RR
$A_{MER,m}$ [kBq/vx]	$4,3 \pm 0,4$	$20,0 \pm 1,8$	$15,8 \pm 1,0$	$99,2 \pm 6,0$	$14,5 \pm 1,0$	$92,1 \pm 6,4$
$A_{SKUT,m}$ [kBq/vx]	$143,4 \pm 0,4$					
$A_{MER,m}/A_{SKUT,m}$	0,03	0,14	0,11	0,69	0,10	0,64

Tabulka 5.20: Porovnání $A_{MER,m}$ s $A_{SKUT,m}$ ($A_{SKUT,m} = 76,1$ kBq/vx) v závislosti na použité rekonstrukci a korekci. Ve všech případech je rozdíl $A_{MER,m}$ a $A_{SKUT,m}$ statisticky významný (na hladině významnosti $p = 0,05$).

VELIČINA	NC		AC		ACSC	
	IR	IR-RR	IR	IR-RR	IR	IR-RR
$A_{MER,m}$ [kBq/vx]	$2,4 \pm 0,2$	$10,9 \pm 1,0$	$8,7 \pm 0,5$	$53,9 \pm 3,2$	$7,9 \pm 0,5$	$49,4 \pm 3,5$
$A_{SKUT,m}$ [kBq/vx]	$76,1 \pm 0,3$					
$A_{MER,m}/A_{SKUT,m}$	0,03	0,14	0,11	0,71	0,10	0,65

5.2 Klinické studie perfuzní scintigrafie myokardu

5.2.1 Porovnání IR-RR a FBP se stejným časem na jednu projekci

Na obrázku 5.21 - 5.36 jsou uvedeny závislosti funkčních parametrů levé komory srdeční: ejekční frakce (EF), end-diastolický objem (EDV) a end-systolický objem (ESV), sumační zátěžové skóre (SSS) a sumační klidové skóre (SRS) na použité rekonstrukci. Parametry byly stanoveny jak při zátěžovém (počet pacientů $n_z = 20$), tak při klidovém vyšetření (počet pacientů $n_k = 19$). V tabulce 5.21 a 5.22 jsou shrnuty průměrné hodnoty funkčních parametrů levé komory srdeční (EF, ESV, EDV, SSS a SRS) v závislosti na rekonstrukci a použitém klinickém aplikačním programu (4D MSPECT a ECTbox).

Hodnoty EF studií rekonstruovaných FBP a IR-RR zátěžového i klidového vyšetření ilustruje obrázek 5.21 a 5.23. Příslušný Bland-Altmanův graf znázorňuje obrázek 5.22 a obrázek 5.24. Koeficient determinace (R^2) je u obou typů vyšetření relativně vysoký. Párovým t-testem nebyl prokázán (na hladině významnosti $p = 0,05$) statisticky významný rozdíl EF po rekonstrukci FBP a IR-RR.

Hodnoty EDV studií rekonstruovaných FBP a IR-RR zátěžového vyšetření jsou uvedeny na obrázku 5.25 a klidového vyšetření na obrázku 5.27. Z obou obrázků a vysokého koeficientu determinace (min.0,96) vyplývá vysoká korelace u obou typů vyšetření. Příslušné rozdílové Bland-Altmanovy grafy jsou na obrázku 5.26 a obrázku 5.28. U rekonstrukce IR-RR jsou získané hodnoty EDV v průměru až o 7% menší ve srovnání s FBP. Statisticky významný rozdíl (na hladině významnosti $p = 0,05$) ve vypočteném EDV mezi FBP a IR-RR byl zjištěn při zátěžovém vyšetření u 4D MSPECT a při klidovém vyšetření u obou softwarů.

Obrázek 5.29 znázorňuje hodnoty ESV zátěžového vyšetření a obrázek 5.31 klidového vyšetření. Z obou obrázků je patrná velmi vysoká korelace pro oba typy vyšetření. Bland-Altmanovy grafy jsou na obrázku 5.30 a obrázku 5.32. Při zátěžovém i klidovém vyšetření je hodnota ESV u IR-RR na hladině významnosti $p = 0,05$ statisticky významně menší (max. o 11%) než hodnota ESV u FBP.

Obrázek 5.33 prezentuje SSS pro rekonstrukce FBP a IR-RR. Rozdílový Bland-Altmanův graf ilustruje obrázek 5.34. Vysoká hodnota koeficientu determinace (min.0,94) ukazuje na velmi dobrou korelaci. Rekonstrukce IR-RR udává vyšší hodnotu SSS (max. o 5%) než FBP. Statisticky významný rozdíl (na hladině významnosti $p=0,05$) mezi FBP a IR-RR nebyl zjištěn.

Na obrázku 5.35 je zachycena závislost SRS pro FBP a IR-RR, rozdílový Bland-Altmanův graf ilustruje obrázek 5.36. Z obrázku a koeficientu determinace (min.0,91) vyplývá dobrá korelace mezi FBP a IR-RR. Statisticky významný rozdíl (na hladině významnosti $p = 0,05$) mezi IR-RR a FBP byl zjištěn u 4D MSPECT. Rozdíl SRS mezi FBP a IR-RR činil až 14%.

Tabulka 5.21: Hodnoty funkčních parametrů levé komory srdeční (ejekční frakce (EF), objem na konci diastoly (EDV) a objem na konci systoly (ESV)) a sumačního skóre (SSS) při zátěžovém vyšetření ($n_z=20$) pro rekonstrukce FBP a IR-RR (NC) při stejném čase na projekci ($T = 20$ s) v závislosti na typu použitého klinického aplikačního programu. Hvězdičkou * jsou označeny statisticky významné rozdíly (na hladině významnosti $p = 0,05$) mezi rekonstrukcí FBP a IR-RR.

ZÁTĚŽOVÉ VYŠETŘENÍ

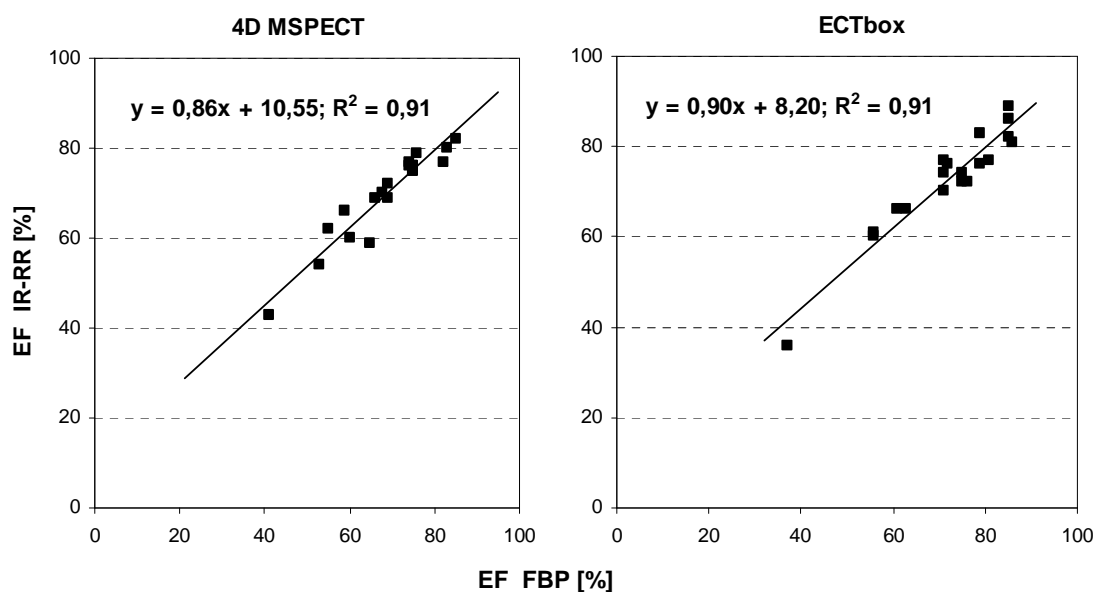
PARAMETR	PROGRAM	FBP (T_z)	IR-RR (T_z)	<u>IR-RR</u> FBP	R^2
EF [%]	4D MSPECT	68,6 ± 11,2	69,6 ± 10,1	1,01	0,91
	ECTbox	71,8 ± 12,6	72,5 ± 11,8	1,01	0,94
EDV [ml]	4D MSPECT	94,4 ± 40,8	89,7 ± 39,4*	0,95	0,99
	ECTbox	99,2 ± 29,9	97,3 ± 30,9	0,98	0,96
ESV [ml]	4D MSPECT	30,9 ± 18,9	27,5 ± 16,6*	0,89	0,97
	ECTbox	29,5 ± 17,5	27,0 ± 14,6*	0,92	0,94
SSS	4D MSPECT	7,1 ± 9,0	7,3 ± 9,8	1,03	0,98
	ECTbox	8,2 ± 7,7	8,6 ± 8,5	1,05	0,94

Tabulka 5.22: Hodnoty funkčních parametrů levé komory srdeční (ejekční frakce (EF), objem na konci diastoly (EDV) a objem na konci systoly (ESV)) a sumačního skóre (SRS) při klidovém vyšetření ($n_k=19$) pro rekonstrukce FBP a IR-RR (NC) při stejném čase na projekci ($T = 25$ s) v závislosti na typu použitého klinického aplikačního programu. Hvězdičkou * jsou označeny statisticky významné rozdíly (na hladině $p=0,05$) mezi rekonstrukcí FBP a IR-RR.

KLIDOVÉ VYŠETŘENÍ

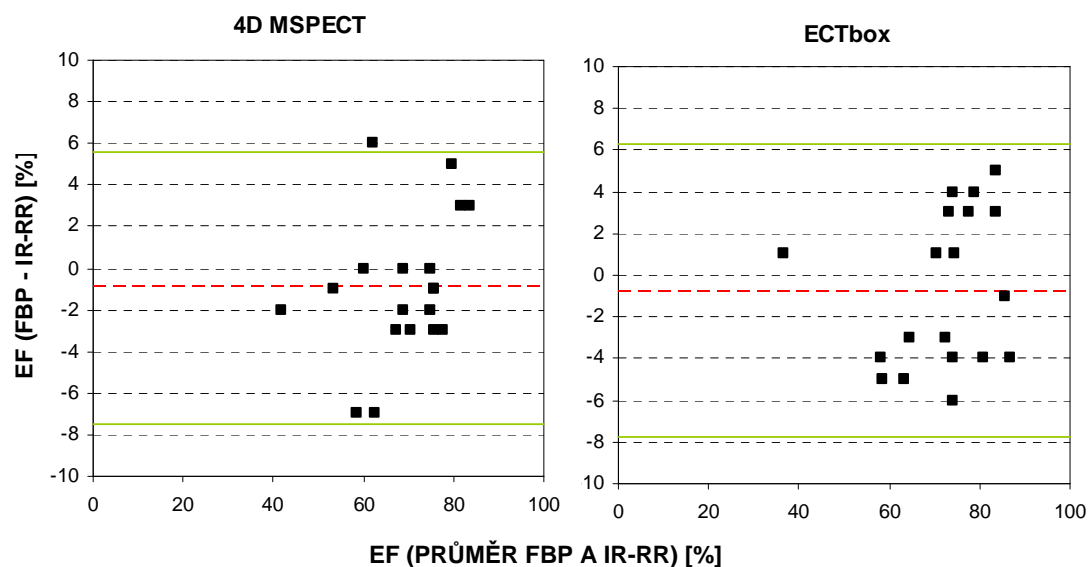
PARAMETR	PROGRAM	FBP (T_k)	IR-RR (T_k)	<u>IR-RR</u> FBP	R^2
EF [%]	4D MSPECT	58,8 ± 12,3	58,9 ± 12,0	1,01	0,91
	ECTbox	61,4 ± 12,1	61,4 ± 13,5	1,00	0,94
EDV [ml]	4D MSPECT	114,2 ± 44,3	107,0 ± 43,5*	0,94	0,99
	ECTbox	131,5 ± 51,7	121,8 ± 52,1*	0,93	0,96
ESV [ml]	4D MSPECT	56,4 ± 38,1	54,1 ± 34,7*	0,96	0,97
	ECTbox	53,2 ± 37,1	49,3 ± 33,7*	0,93	0,94
SRS	4D MSPECT	7,7 ± 9,5	8,8 ± 10,2*	1,14	0,99
	ECTbox	8,0 ± 7,0	8,6 ± 7,1	1,07	0,91

ZÁTĚŽOVÉ VYŠETŘENÍ



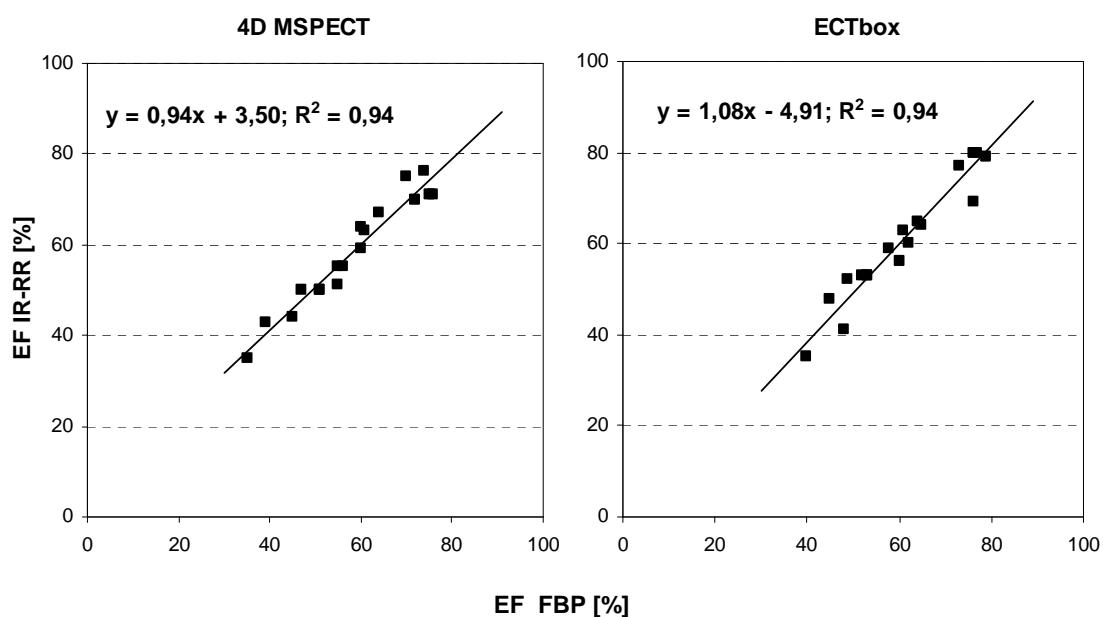
Obrázek 5.21: Ejekční frakce (EF) studií rekonstruovaných FBP a IR-RR zátěžového vyšetření. Při vyhodnocení použity klinické aplikační programy 4D MSPECTa ECTbox.

ZÁTĚŽOVÉ VYŠETŘENÍ



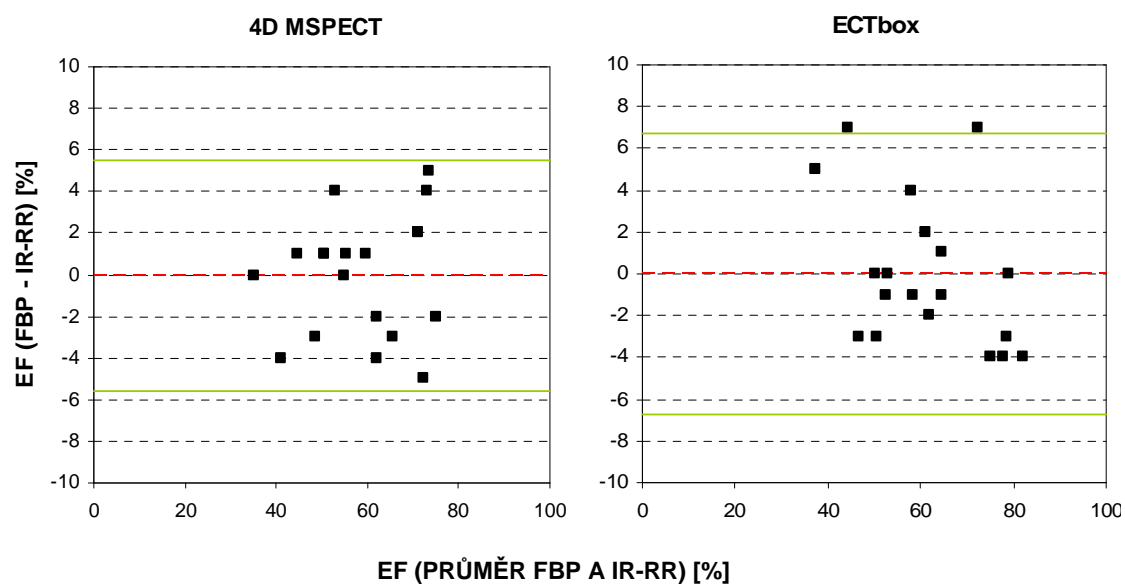
Obrázek 5.22: Bland-Altmanův graf ejekční frakce (EF) studií rekonstruovaných FBP a IR-RR zátěžového vyšetření. Při vyhodnocení použity klinické aplikační programy 4D MSPECT a ECTbox. Přerušovaná čára (---) označuje průměr odchylek, plná čára (—) 2 směrodatné odchylky průměru.

KLIDOVÉ VYŠETŘENÍ



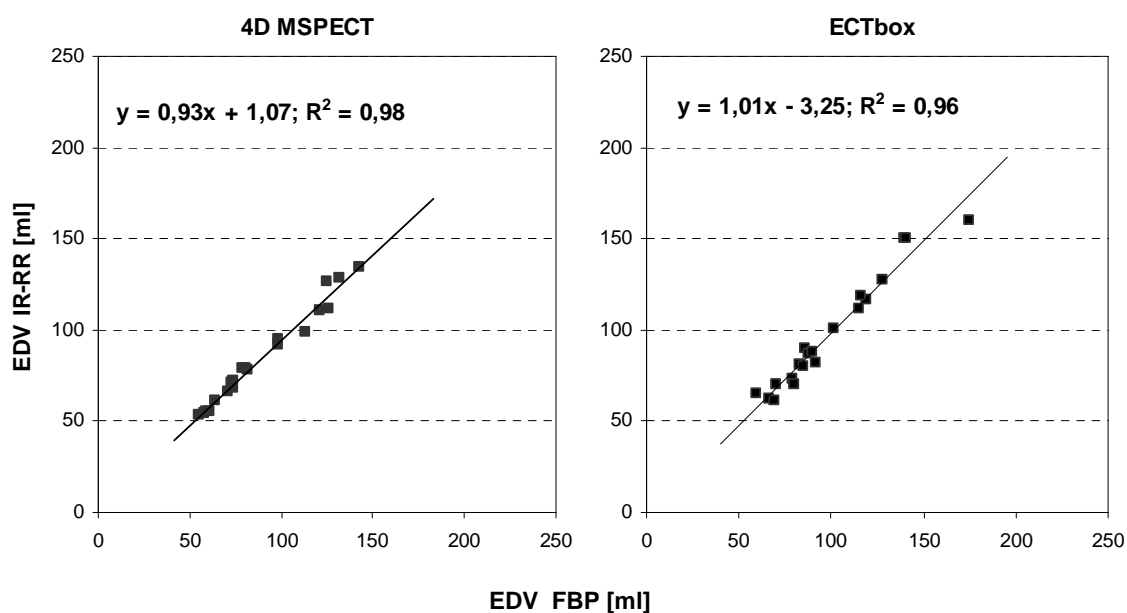
Obrázek 5.23: Ejekční frakce (EF) studií rekonstruovaných FBP a IR-RR klidového vyšetření. Při vyhodnocení použity klinické aplikační programy 4D MSPECTa ECTbox.

KLIDOVÉ VYŠETŘENÍ



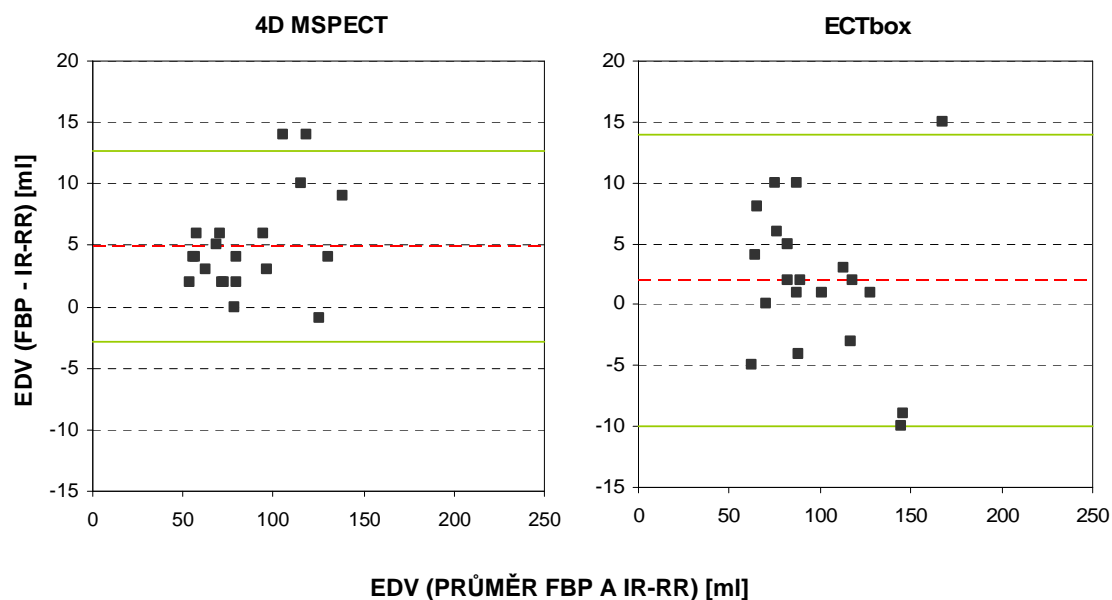
Obrázek 5.24: Bland-Altmanův graf ejekční frakce (EF) studií rekonstruovaných FBP a IR-RR klidového vyšetření. Při vyhodnocení použity klinické aplikační programy 4D MSPECT a ECTbox. Přerušovaná čára (---) označuje průměr odchylek, plná čára (—) 2 směrodatné odchylky průměru.

ZÁTĚŽOVÉ VYŠETŘENÍ



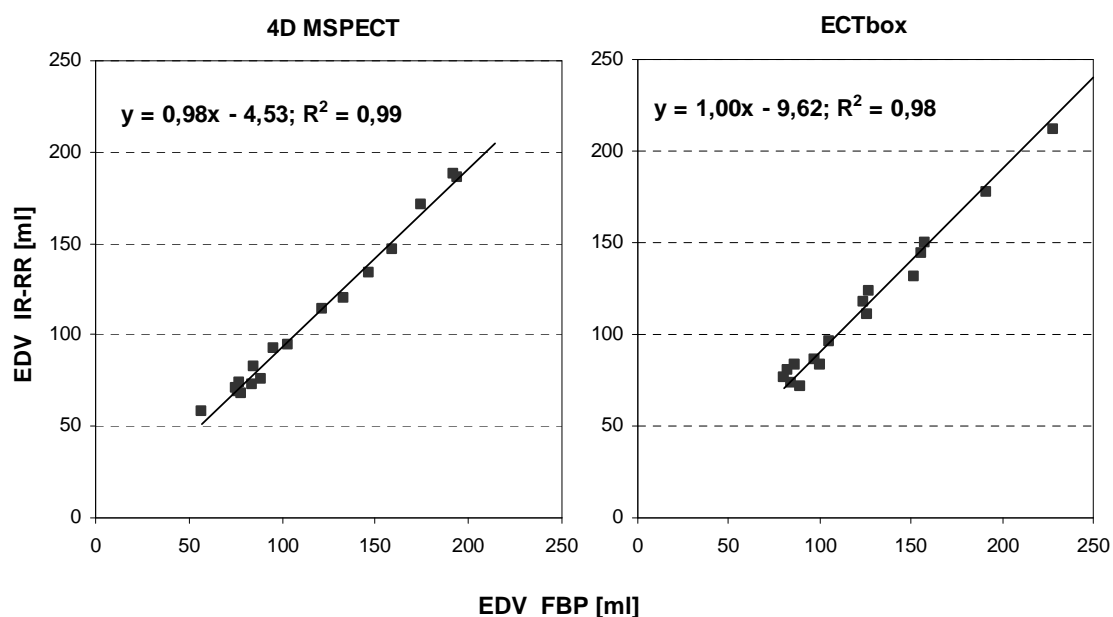
Obrázek 5.25: End-diastolický objem (EDV) studií rekonstruovaných FBP a IR-RR zátěžového vyšetření. Při vyhodnocení použity klinické aplikační programy 4D MSPECTa ECTbox.

ZÁTĚŽOVÉ VYŠETŘENÍ



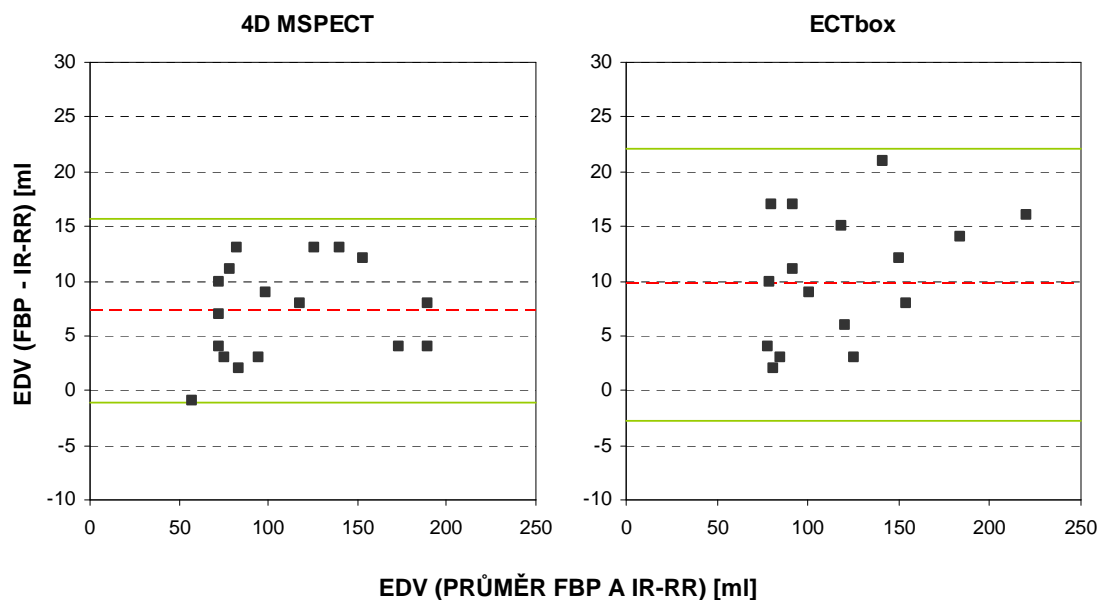
Obrázek 5.26: Bland-Altmanův graf end-diastolického objemu (EDV) studií rekonstruovaných FBP a IR-RR zátěžového vyšetření. Při vyhodnocení použity klinické aplikační programy 4D MSPECT a ECTbox. Přerušovaná čára (---) označuje průměr odchylek, plná čára (—) 2 směrodatné odchylky průměru.

KLIDOVÉ VYŠETŘENÍ



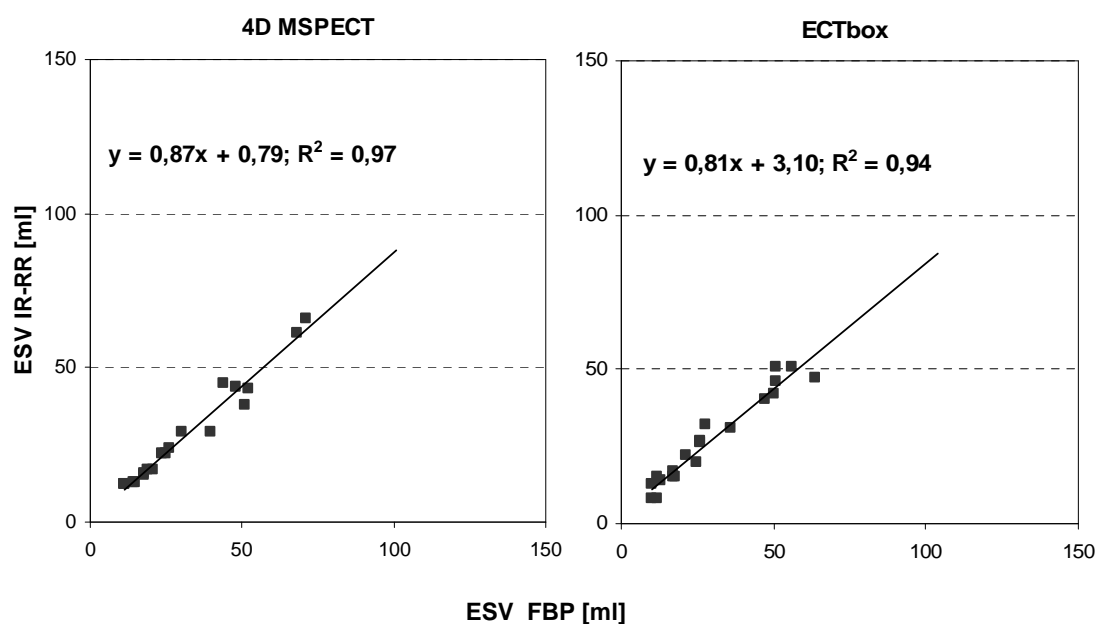
Obrázek 5.27: End-diastolický objem (EDV) studií rekonstruovaných FBP a IR-RR klidového vyšetření. Při vyhodnocení použity klinické aplikační programy 4D MSPECT a ECTbox.

KLIDOVÉ VYŠETŘENÍ



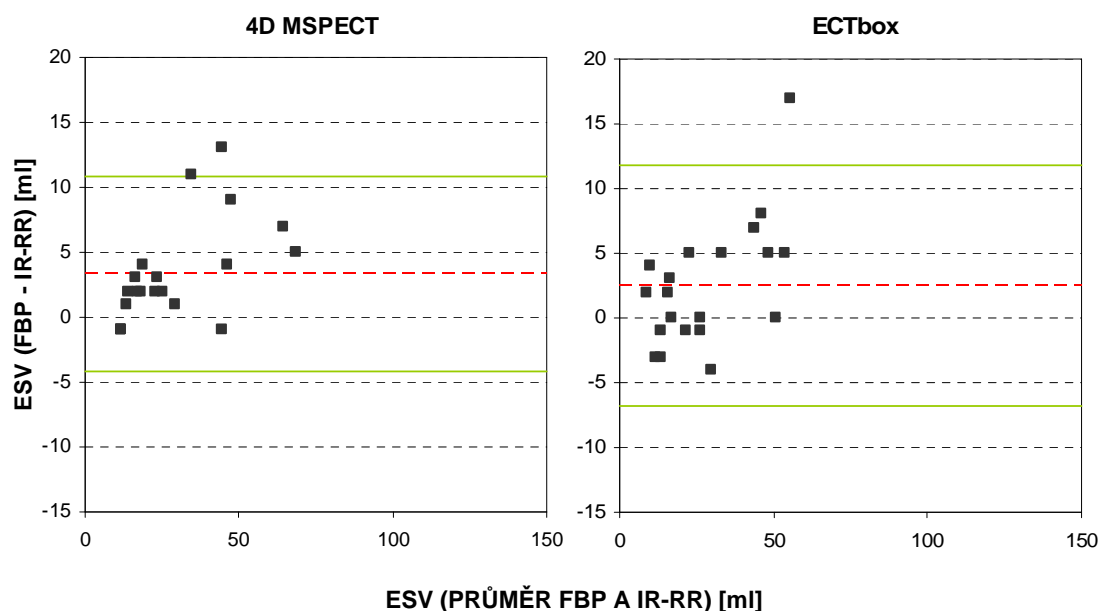
Obrázek 5.28: Bland-Altmanův graf end-diastolického objemu (EDV) studií rekonstruovaných FBP a IR-RR klidového vyšetření. Při vyhodnocení použity klinické aplikační programy 4D MSPECT a ECTbox. Přerušovaná čára (---) označuje průměr odchylek, plná čára (—) 2 směrodatné odchylky průměru.

ZÁTĚŽOVÉ VYŠETŘENÍ



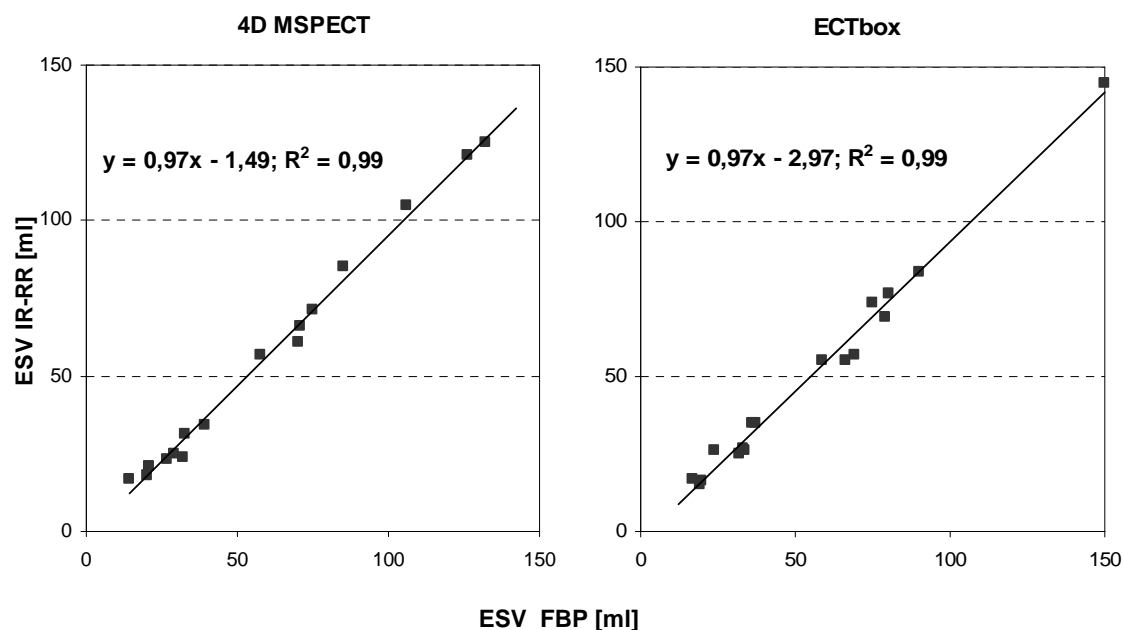
Obrázek 5.29: End-systolický objem (ESV) studií rekonstruovaných FBP a IR-RR zátěžového vyšetření. Při vyhodnocení použity klinické aplikační programy 4D MSPECT a ECTbox.

ZÁTĚŽOVÉ VYŠETŘENÍ



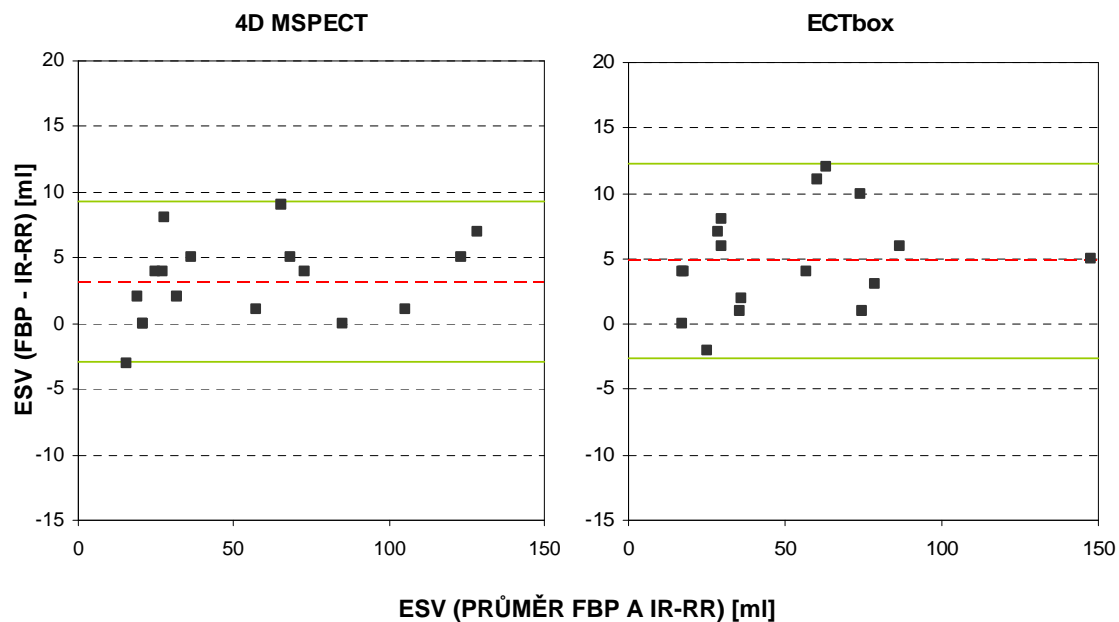
Obrázek 5.30: Bland-Altmanův graf end-systolického objemu (ESV) studií rekonstruovaných FBP a IR-RR zátěžového vyšetření. Při vyhodnocení použity klinické aplikační programy 4D MSPECT a ECTbox. Přerušovaná čára (---) označuje průměr odchylek, plná čára (—) 2 směrodatné odchylky průměru.

KLIDOVÉ VYŠETŘENÍ



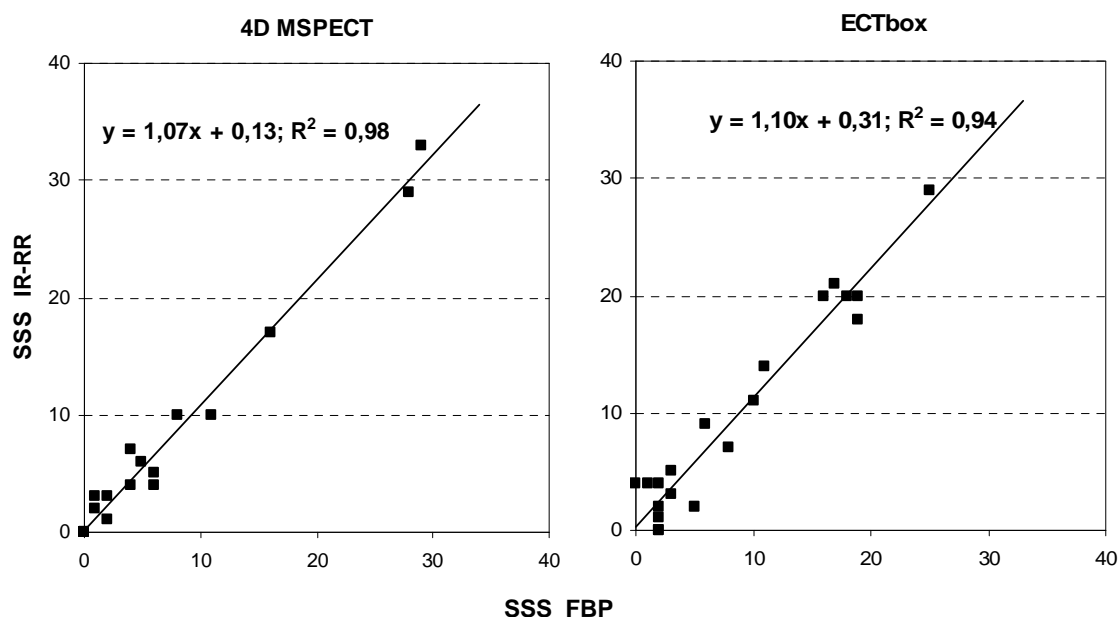
Obrázek 5.31: End-systolický objem (ESV) studií rekonstruovaných FBP a IR-RR klidového vyšetření. Při vyhodnocení použity klinické aplikační programy 4D MSPECT a ECTbox.

KLIDOVÉ VYŠETŘENÍ



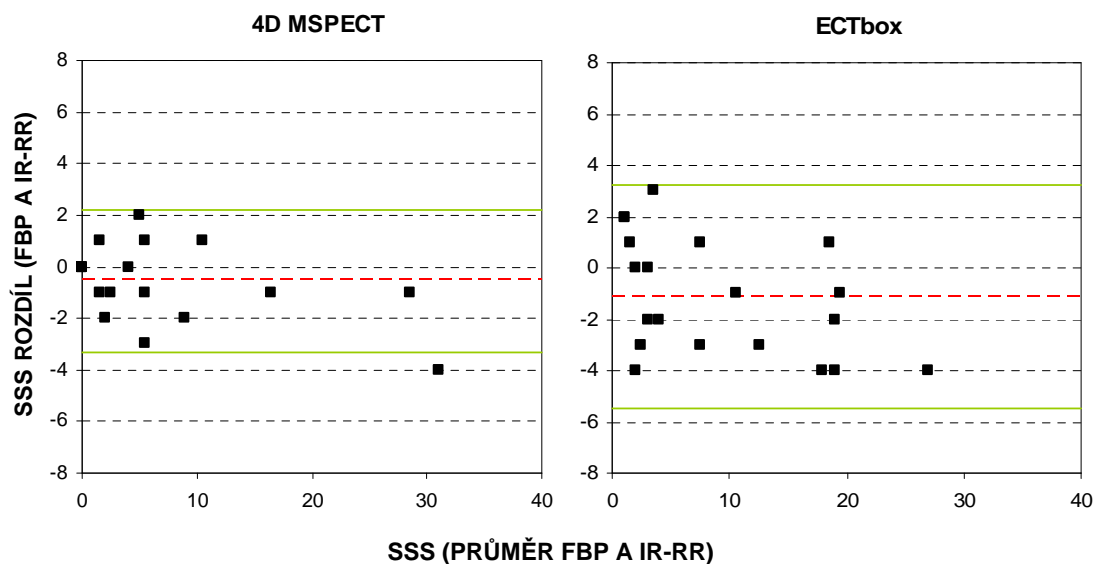
Obrázek 5.32: Bland-Altmanův graf end-systolického objemu (ESV) studií rekonstruovaných FBP a IR-RR klidového vyšetření. Při vyhodnocení použity klinické aplikační programy 4D MSPECT a ECTbox. Přerušovaná čára (---) označuje průměr odchylek, plná čára (—) 2 směrodatné odchylky průměru.

ZÁTĚŽOVÉ VYŠETŘENÍ



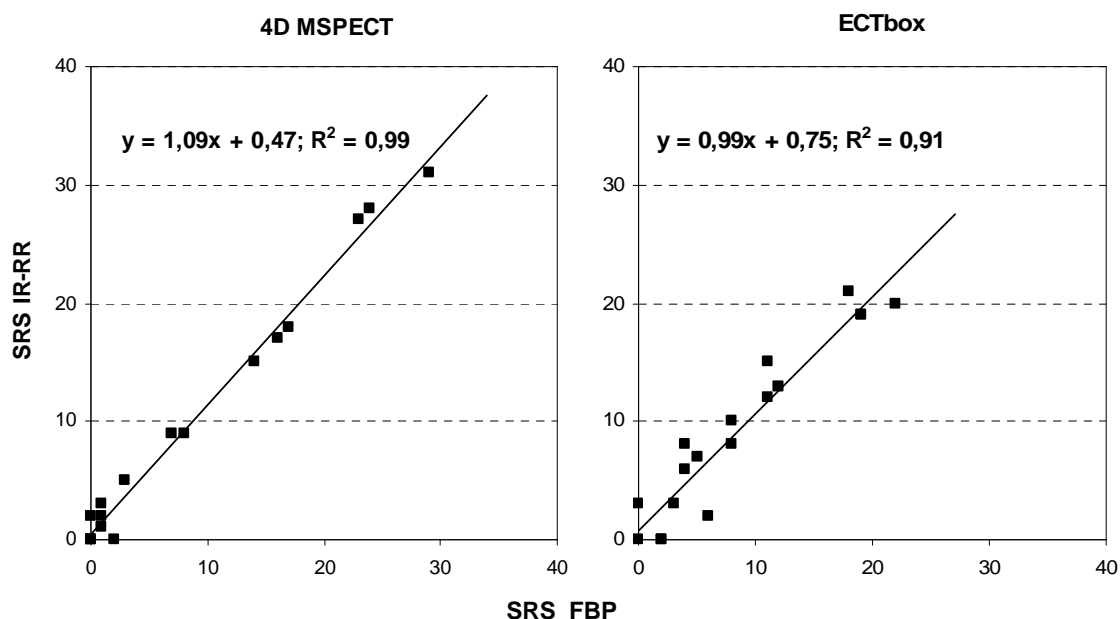
Obrázek 5.33: Sumační zátěžové skóre (SSS) studií rekonstruovaných FBP a IR-RR zátěžového vyšetření. Při vyhodnocení použity klinické aplikační programy 4D MSPECTa ECTbox.

ZÁTĚŽOVÉ VYŠETŘENÍ



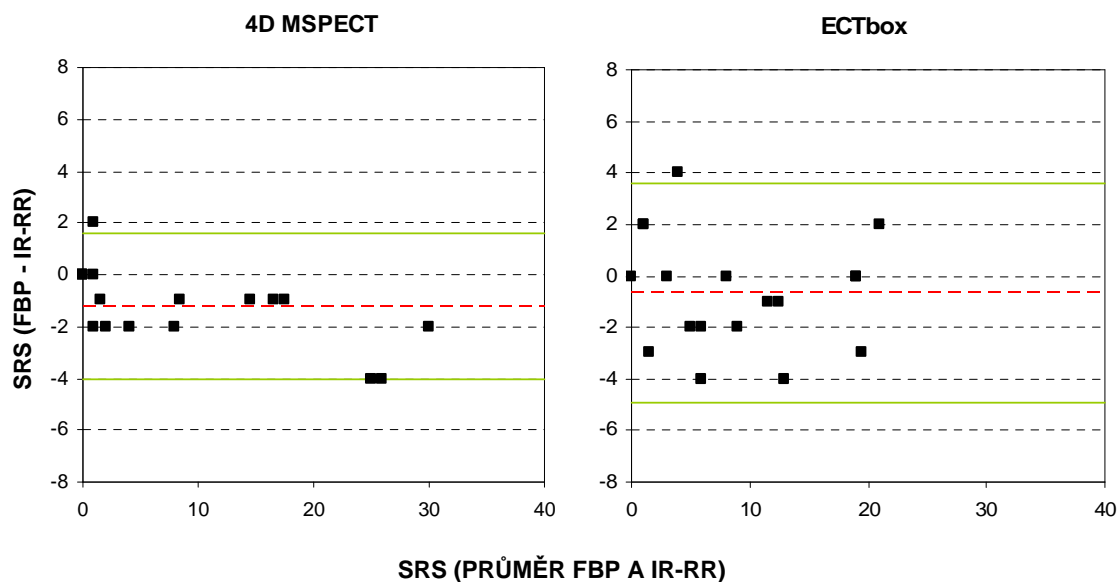
Obrázek 5.34: Bland-Altmanův graf sumačního zátěžového skóre (SSS) studií rekonstruovaných FBP a IR-RR zátěžového vyšetření. Při vyhodnocení použity klinické aplikační programy 4D MSPECT a ECTbox. Přerušovaná čára (---) označuje průměr odchylek, plná čára (—) 2 směrodatné odchylky průměru.

KLIDOVÉ VYŠETŘENÍ



Obrázek 5.35: Sumační klidové skóre (SRS) studií rekonstruovaných FBP a IR-RR klidového vyšetření. Při vyhodnocení použity klinické aplikační programy 4D MSPECT a ECTbox.

KLIDOVÉ VYŠETŘENÍ



Obrázek 5.36: Bland-Altmanův graf sumačního klidového skóre (SRS) studií rekonstruovaných FBP a IR-RR zátěžového vyšetření. Při vyhodnocení použity klinické aplikační programy 4D MSPECT a ECTbox. Přerušovaná čára (---) označuje průměr odchylek, plná čára (—) 2 směrodatné odchylky průměru.

5.2.2 Porovnání IR-RR a FBP s nestejným časem na jednu projekci

Na obrázku 5.37 až 5.48 jsou uvedeny funkční parametry levé komory srdeční: ejekční frakce (EF), end-diastolický objem (EDV) a end-systolický objem (ESV), sumační zátěžové skóre (SSS) a sumační klidové skóre (SRS) studií rekonstruovaných FBP (s časem T_Z na projekci) a IR-RR (s časem $T_{Z/2}$ na projekci). Všechny parametry byly stanoveny při zátěžovém a při klidovém vyšetření. Počet vyšetřených pacientů byl v obou případech stejný ($n_z = n_k = 15$). V tabulce 5.23 a 5.24 jsou shrnuty průměrné hodnoty funkčních parametrů levé komory srdeční (EF, ESV, EDV, SSS a SRS) v závislosti na rekonstrukci a použitým klinickým aplikačním programem.

Závislost EF získané pomocí FBP a IR-RR při zátěži a při vyšetření v klidu ilustruje obrázek 5.37 a 5.39. Příslušný Bland-Altmanův graf znázorňuje obrázek 5.38 a obrázek 5.40. Koeficient determinace je pro oba typy vyšetření relativně vysoký. Rekonstrukce IR-RR vykazuje v průměru max. o 4% vyšší hodnoty EF než FBP. Párovým t-testem nebyl prokázán statisticky významný rozdíl EF mezi IR-RR a FBP.

Obrázek 5.41 prezentuje závislost EDV pro zátěžové vyšetření a obrázek 5.43 pro klidové vyšetření. Z obou obrázků a vysokého koeficientu determinace (min.0,96) vyplývá vysoká korelace u obou typů vyšetření. Příslušné rozdílové Bland-Altmanovy grafy jsou na obrázku 5.42 a obrázku 5.44. U rekonstrukce IR-RR jsou získané hodnoty EDV v průměru o 6% menší ve srovnání s FBP. Statisticky významný rozdíl (na hladině významnosti 0,05) EDV mezi FBP a IR-RR byl při klidovém vyšetření zjištěn u obou vyhodnocovacích softwarů..

Závislost ESV pro zátěžové a klidové vyšetření je uvedena na obrázku 5.45 a obrázku 5.47. Z obou obrázků je patrná velmi vysoká korelace. Bland-Altmanovy grafy jsou uvedeny na obrázku 5.46 a obrázku 5.48. Při zátěžovém i klidovém vyšetření je hodnota ESV u IR-RR menší (max. o 6%) než hodnota ESV u FBP. Výjimkou je hodnota ESV u zátěžového vyšetření a programu 4D MSPECT. Nicméně statisticky významný rozdíl (hladině významnosti 0,05) zjištěn nebyl.

Obrázek 5.49 prezentuje SSS pro rekonstrukce FBP a IR-RR. Rozdílový Bland-Altmanův graf ilustruje obrázek 5.50. Vysoká hodnota koeficientu determinace (min.0,84) ukazuje na dobrou korelaci. Rekonstrukce IR-RR udává vyšší hodnotu SSS (max. o 7%) než FBP. Statisticky významný rozdíl (na hladině významnosti $p=0,05$) mezi FBP a IR-RR nebyl zjištěn.

Na obrázku 5.51 je zachycena závislost SRS pro FBP a IR-RR, rozdílový Bland-Altmanův graf ilustruje obrázek 5.52. Z obrázku a koeficientu determinace (min 0,91) vyplývá dobrá korelace mezi FBP a IR-RR. Statisticky významný rozdíl (na hladině významnosti 0,05) mezi IR-RR a FBP byl zjištěn u programu ECTbox. Rozdíl SRS mezi FBP a IR-RR činil až 25%.

Tabulka 5.23: Hodnoty funkčních parametrů levé komory srdeční (ejekční frakce (EF), objem na konci diastoly (EDV) a objem na konci systoly (ESV)) a sumačního skóre (SSS) při zátěžovém vyšetření ($n_z=15$) pro rekonstrukce FBP za čas $T_Z=20s$ na projekci a IR-RR (NC) za čas $T_{Z/2}=10s$ na projekci v závislosti na typu použitého klinického aplikačního programu. Hodnoty mezi FBP (T_Z) a IR-RR ($T_{Z/2}$) nevykazují statisticky významné rozdíly (na hladině $p=0,05$).

ZÁTĚŽOVÉ VYŠETŘENÍ

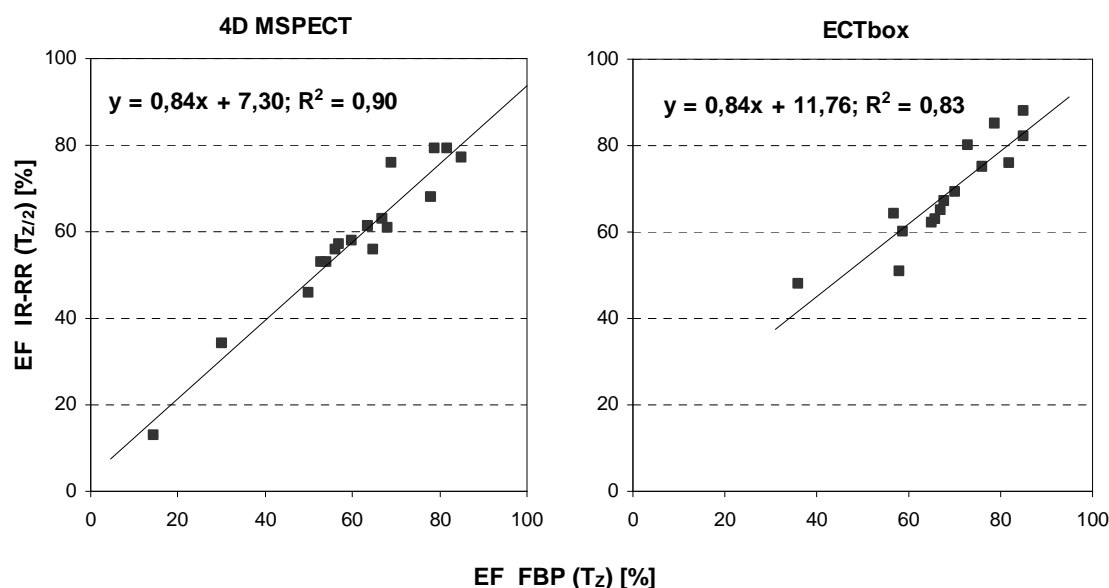
PARAMETR	PROGRAM	FBP (T_Z)	IR-RR ($T_{Z/2}$)	<u>IR-RR</u> FBP	R^2
EF [%]	4D MSPECT	$63,5 \pm 14,5$	$61,1 \pm 12,9$	0,96	0,90
	ECTbox	$68,4 \pm 12,9$	$69,0 \pm 11,9$	1,01	0,83
EDV [ml]	4D MSPECT	$107,1 \pm 47,6$	$103,5 \pm 49,3$	0,97	0,98
	ECTbox	$125,0 \pm 52,9$	$119,8 \pm 51,2$	0,96	0,96
ESV [ml]	4D MSPECT	$44,2 \pm 34,2$	$45,1 \pm 33,9$	1,02	0,98
	ECTbox	$44,8 \pm 34,6$	$41,9 \pm 30,7$	0,94	0,96
SSS	4D MSPECT	$5,7 \pm 6,9$	$6,1 \pm 8,5$	1,07	0,93
	ECTbox	$6,6 \pm 5,5$	$6,9 \pm 5,8$	1,04	0,84

Tabulka 5.24: Hodnoty funkčních parametrů levé komory srdeční (ejekční frakce (EF), objem na konci diastoly (EDV) a objem na konci systoly (ESV)) a sumačního skóre (SSS) při zátěžovém vyšetření ($n_z=15$) pro rekonstrukce FBP za čas $T_Z=25s$ na projekci a IR-RR (NC) za čas $T_{Z/2}=12s$ na projekci v závislosti na typu použitého klinického aplikačního programu. Hvězdičkou * jsou označeny statisticky významné rozdíly (na hladině $p=0,05$) mezi FBP (T_K) a IR-RR ($T_{K/2}$).

KLIDOVÉ VYŠETŘENÍ

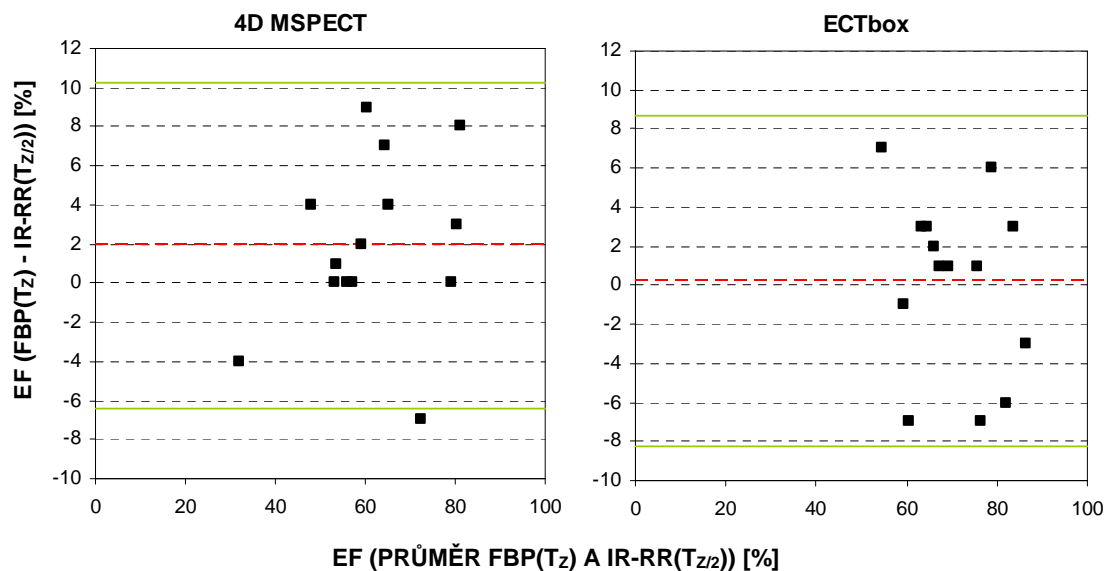
PARAMETR	PROGRAM	FBP (T_K)	IR-RR ($T_{K/2}$)	<u>IR-RR</u> FBP	R^2
EF [%]	4D MSPECT	$59,5 \pm 12,6$	$58,1 \pm 13,9$	0,98	0,91
	ECTbox	$60,3 \pm 13,0$	$59,3 \pm 15,3$	0,98	0,83
EDV [ml]	4D MSPECT	$128,2 \pm 43,8$	$122,3 \pm 43,1^*$	0,95	0,97
	ECTbox	$140,5 \pm 43,5$	$132,0 \pm 43,7^*$	0,94	0,96
ESV [ml]	4D MSPECT	$56,7 \pm 34,4$	$56,3 \pm 34,7$	0,99	0,97
	ECTbox	$60,1 \pm 33,1$	$57,2 \pm 32,2$	0,95	0,96
SRS	4D MSPECT	$8,3 \pm 8,4$	$9,5 \pm 7,8$	1,14	0,91
	ECTbox	$7,7 \pm 6,7$	$9,7 \pm 5,9^*$	1,25	0,86

ZÁTĚŽOVÉ VYŠETŘENÍ



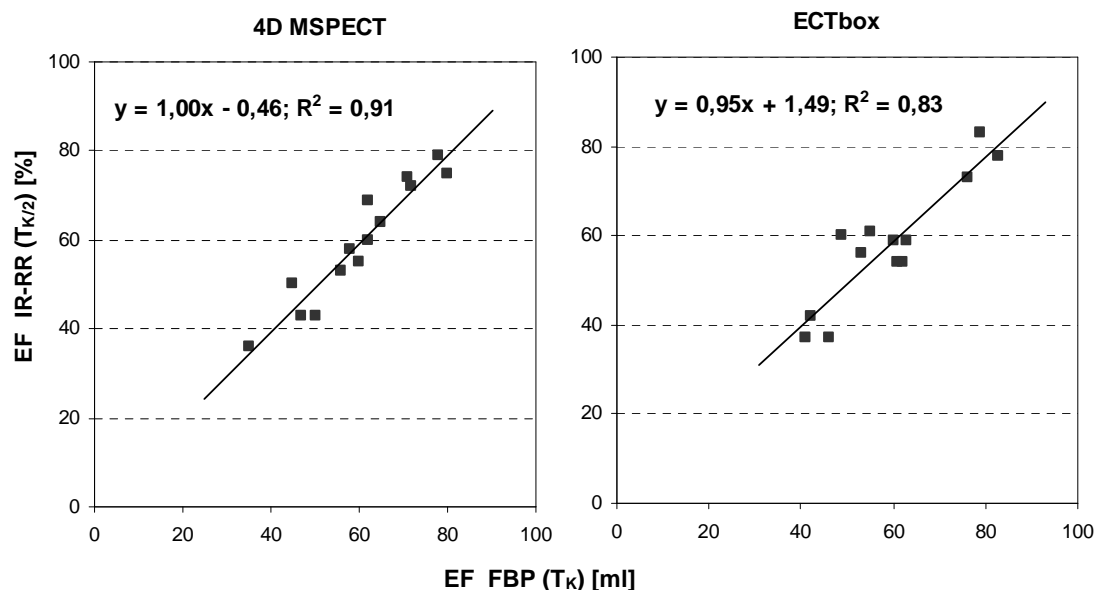
Obrázek 5.37: Ejekční frakce (EF) studií rekonstruovaných FBP (s časem T_z na projekci) a IR-RR (s časem $T_{z/2}$ na projekci) zátěžového vyšetření. Při vyhodnocení použity klinické aplikační programy 4D MSPECTa ECTbox.

ZÁTĚŽOVÉ VYŠETŘENÍ



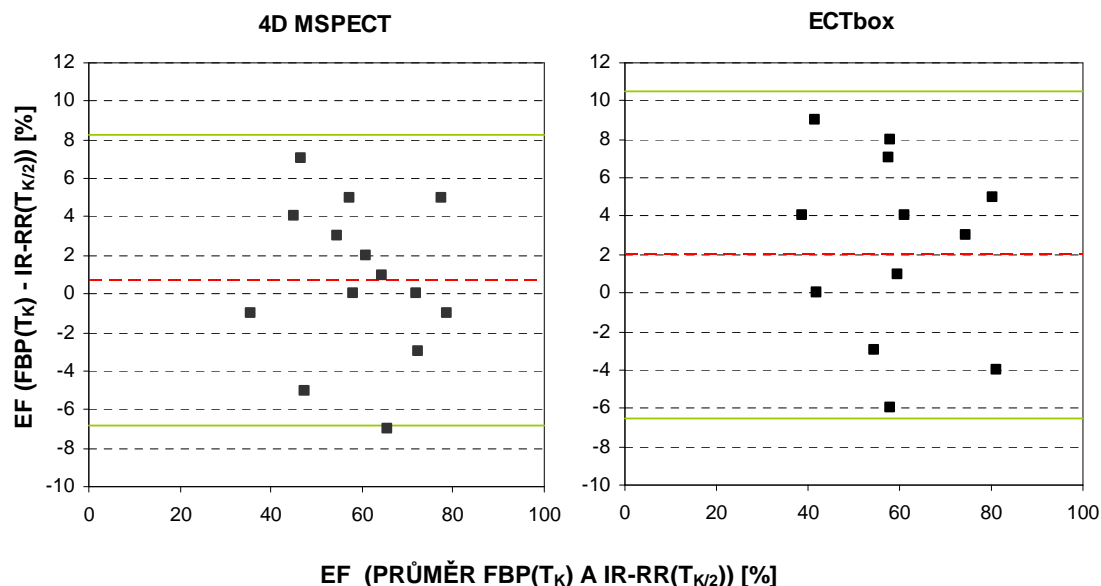
Obrázek 5.38: Bland-Altmanův graf ejekční frakce (EF) studií rekonstruovaných FBP (s časem T_z na projekci) a IR-RR (s časem $T_{z/2}$ na projekci) zátěžového vyšetření. Při vyhodnocení použity klinické aplikační programy 4D MSPECT a ECTbox. Přerušovaná čára (---) označuje průměr odchylek, plná čára (—) 2 směrodatné odchylky průměru.

KLIDOVÉ VYŠETŘENÍ



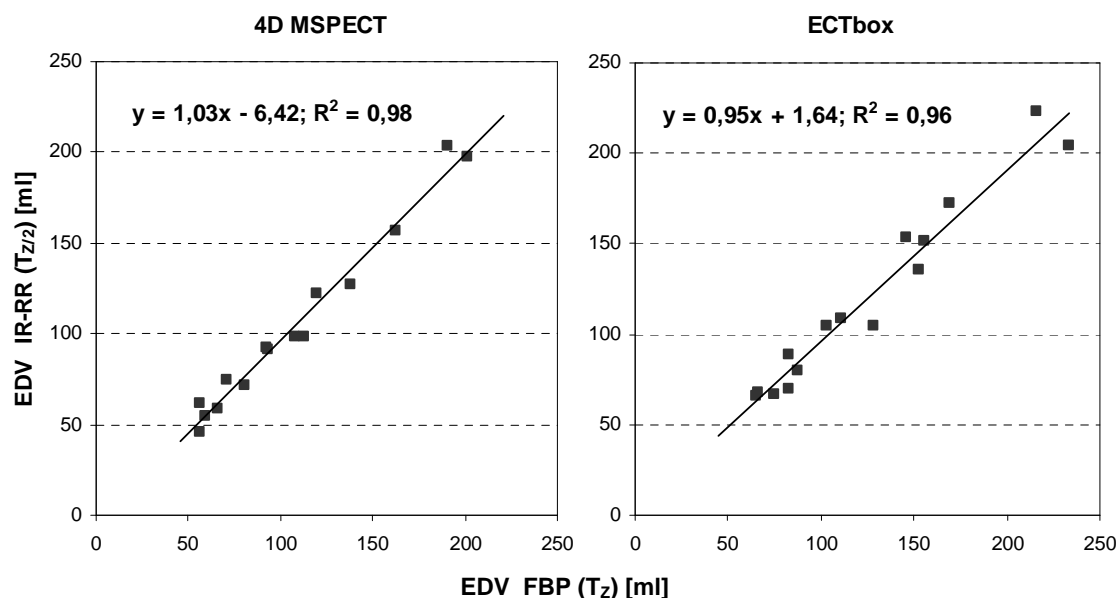
Obrázek 5.39: Ejekční frakce (EF) studií rekonstruovaných FBP (s časem T_K na projekci) a IR-RR (s časem $T_{K/2}$ na projekci) klidového vyšetření. Při vyhodnocení použity klinické aplikační programy 4D MSPECTa ECTbox.

KLIDOVÉ VYŠETŘENÍ



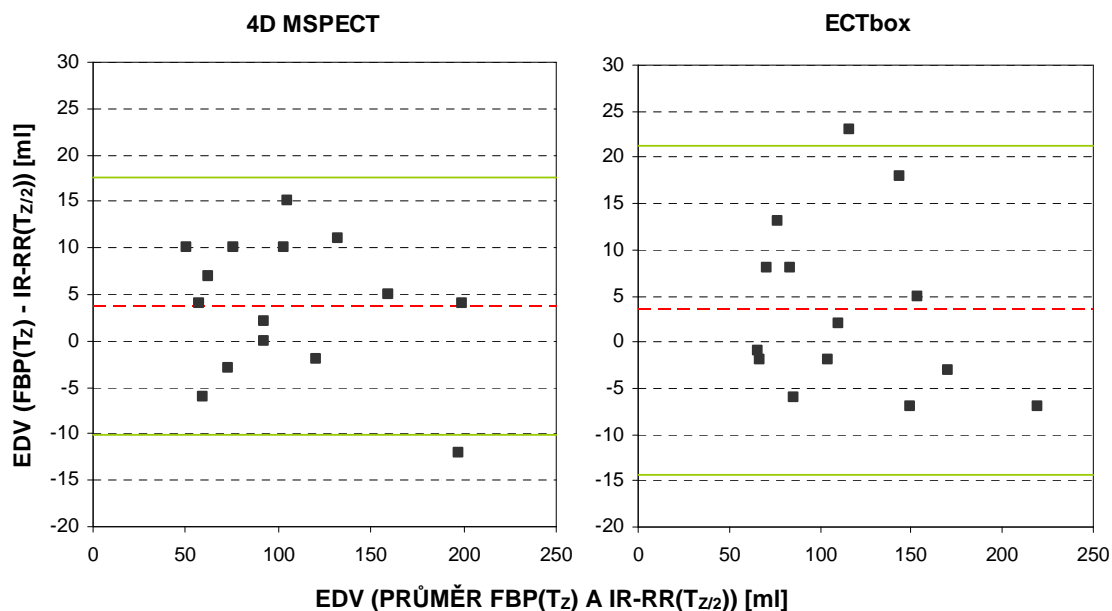
Obrázek 5.40: Bland-Altmanův graf ejekční frakce (EF) studií rekonstruovaných FBP (s časem T_K na projekci) a IR-RR (s časem $T_{K/2}$ na projekci) klidového vyšetření. Při vyhodnocení použity klinické aplikační programy 4D MSPECT a ECTbox. Přerušovaná čára (---) označuje průměr odchylek, plná čára (—) 2 směrodatné odchylky průměru.

ZÁTĚŽOVÉ VYŠETŘENÍ



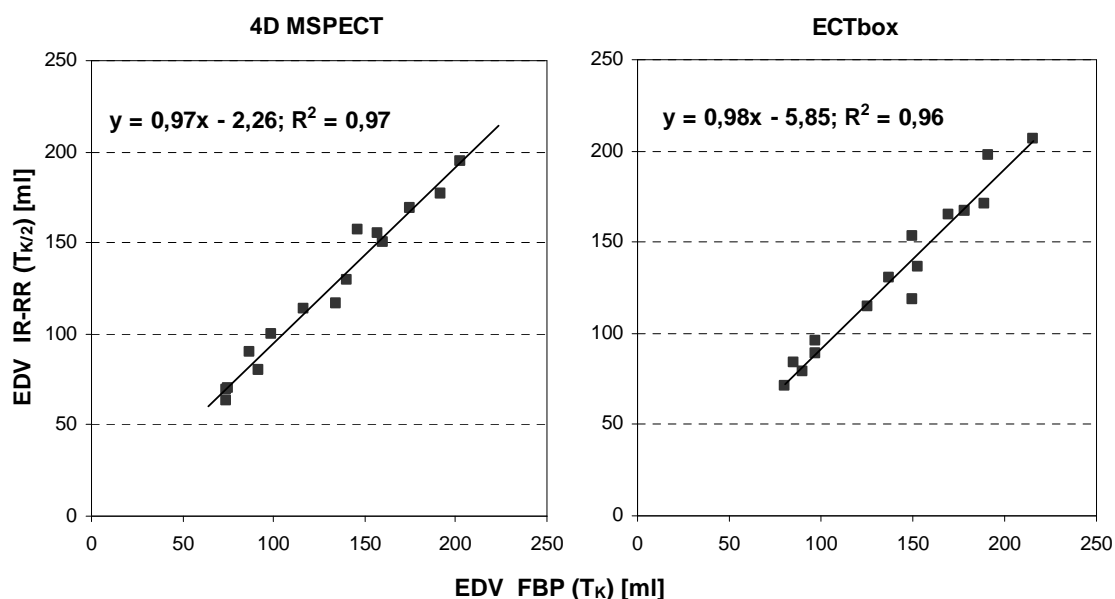
Obrázek 5.41: End-diastolický objem (EDV) studií rekonstruovaných FBP (s časem T_z na projekci) a IR-RR (s časem $T_{z/2}$ na projekci) zátěžového vyšetření. Při vyhodnocení použity klinické aplikační programy 4D MSPECTa ECTbox.

ZÁTĚŽOVÉ VYŠETŘENÍ



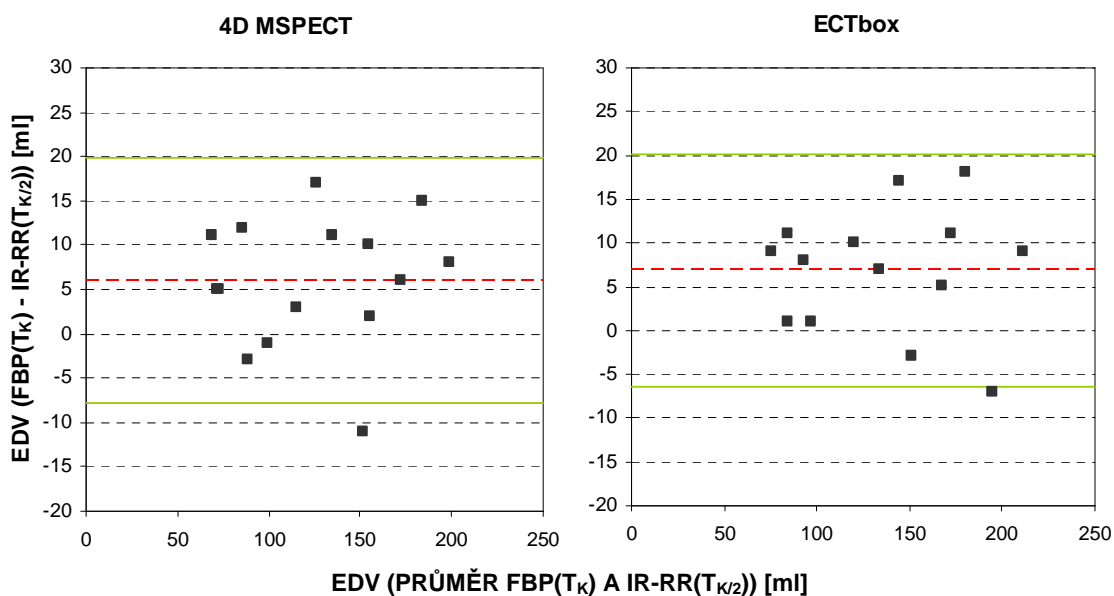
Obrázek 5.42: Bland-Altmanův graf end-diastolického objemu (EDV) studií rekonstruovaných FBP (s časem T_z na projekci) a IR-RR (s časem $T_{z/2}$ na projekci) zátěžového vyšetření. Při vyhodnocení použity klinické aplikační programy 4D MSPECT a ECTbox. Přerušovaná čára (---) označuje průměr odchylek, plná čára (—) 2 směrodatné odchylky průměru.

KLIDOVÉ VYŠETŘENÍ



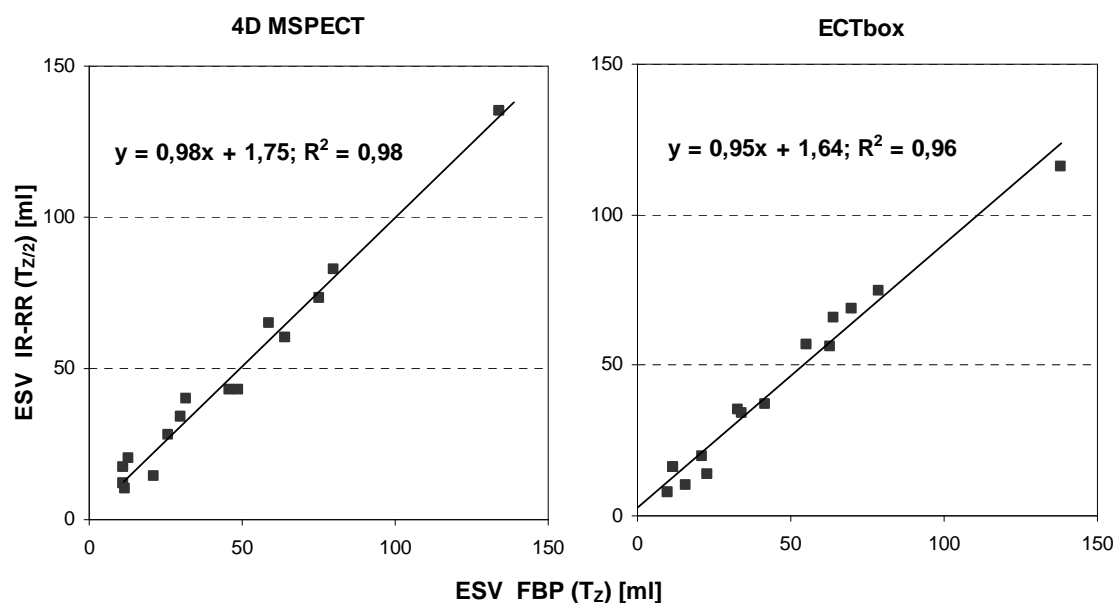
Obrázek 5.43: End-diastolický objem (EDV) studií rekonstruovaných FBP (s časem T_K na projekci) a IR-RR (s časem $T_{K/2}$ na projekci) klidového vyšetření. Při vyhodnocení použity klinické aplikační programy 4D MSPECTa ECTbox.

KLIDOVÉ VYŠETŘENÍ



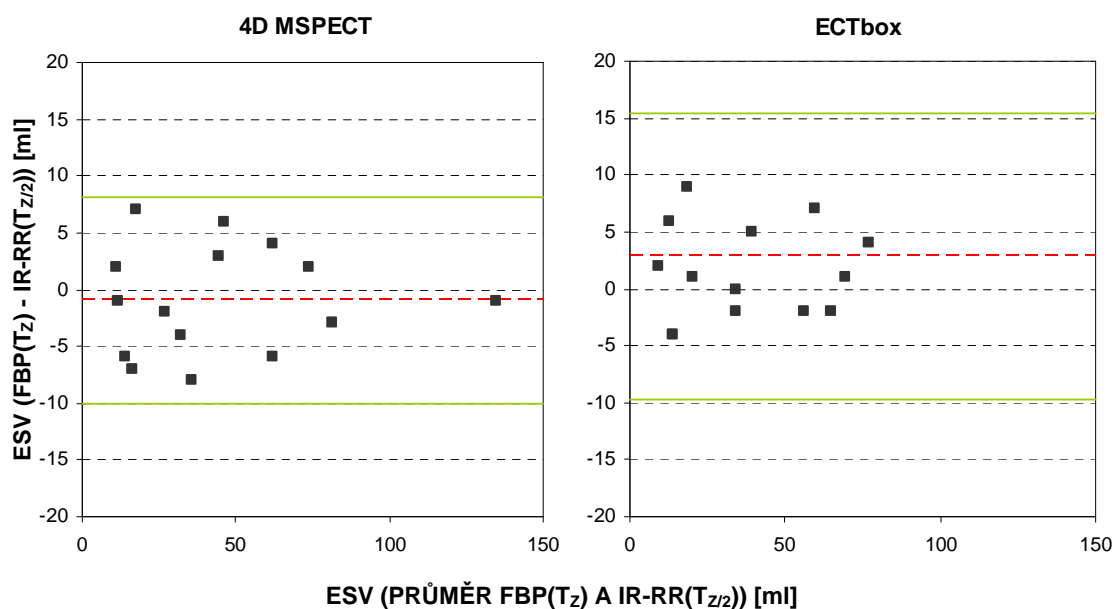
Obrázek 5.44: Bland-Altmanův graf end-diastolického objemu (EDV) studií rekonstruovaných FBP (s časem T_K na projekci) a IR-RR (s časem $T_{K/2}$ na projekci) klidového vyšetření. Při vyhodnocení použity klinické aplikační programy 4D MSPECT a ECTbox. Přerušovaná čára (---) označuje průměr odchylek, plná čára (—) 2 směrodatné odchylky průměru.

ZÁTĚŽOVÉ VYŠETŘENÍ



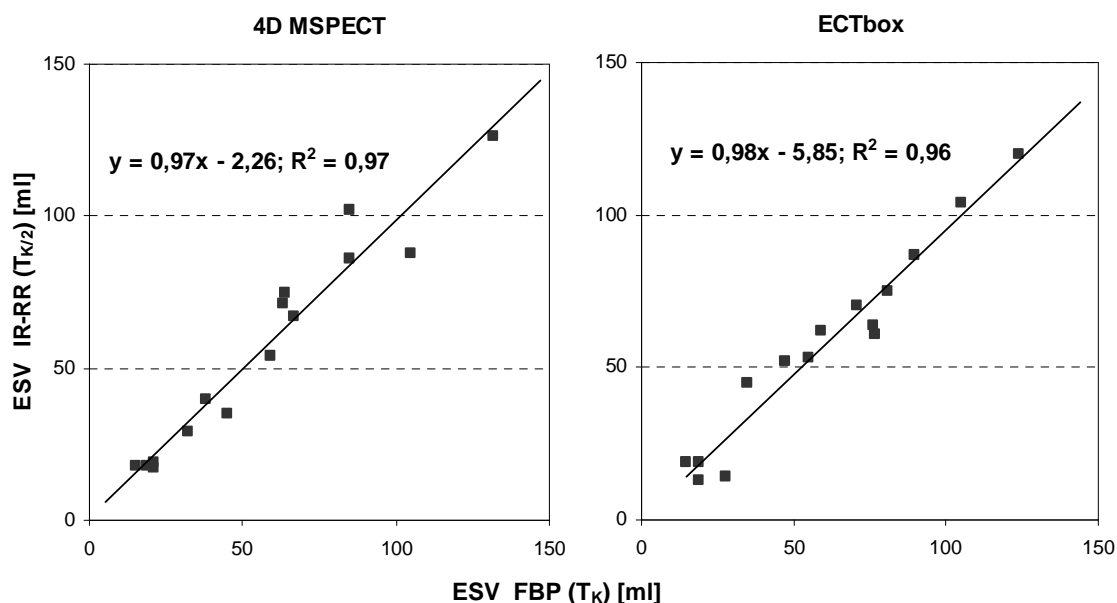
Obrázek 5.45: End-systolický objem (ESV) studií rekonstruovaných FBP (s časem T_Z na projekci) a IR-RR (s časem $T_{Z/2}$ na projekci) zátěžového vyšetření. Při vyhodnocení použity klinické aplikační programy 4D MSPECTa ECTbox.

ZÁTĚŽOVÉ VYŠETŘENÍ



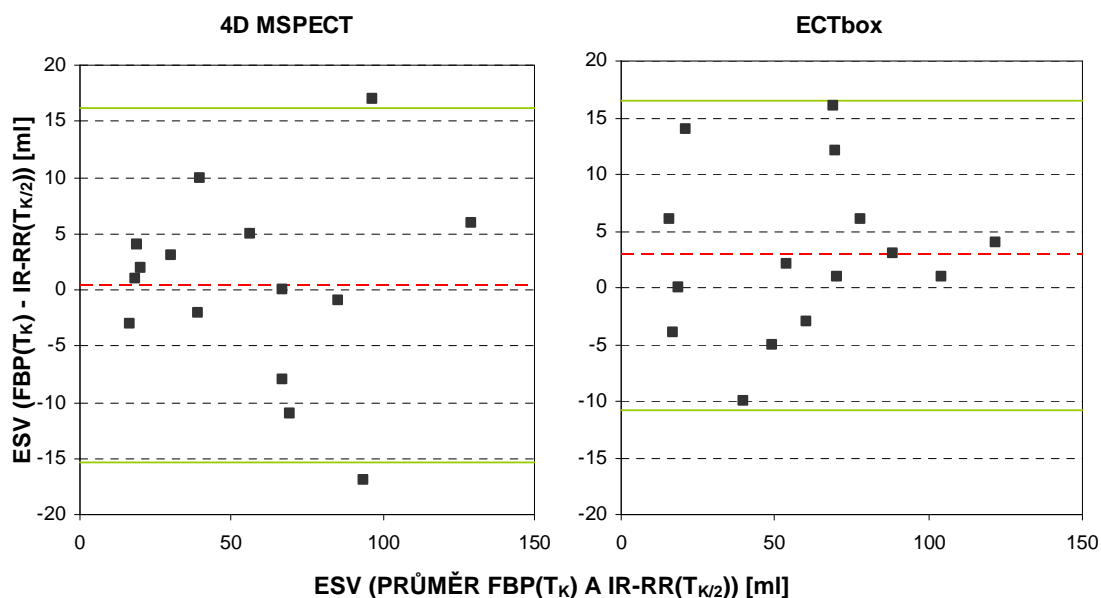
Obrázek 5.46: Bland-Altmanův graf end-systolického objemu (ESV) studií rekonstruovaných FBP (s časem T_Z na projekci) a IR-RR (s časem $T_{Z/2}$ na projekci) zátěžového vyšetření. Při vyhodnocení použity klinické aplikační programy 4D MSPECT a ECTbox. Přerušovaná čára (---) označuje průměr odchylek, plná čára (—) 2 směrodatné odchylky průměru.

KLIDOVÉ VYŠETŘENÍ



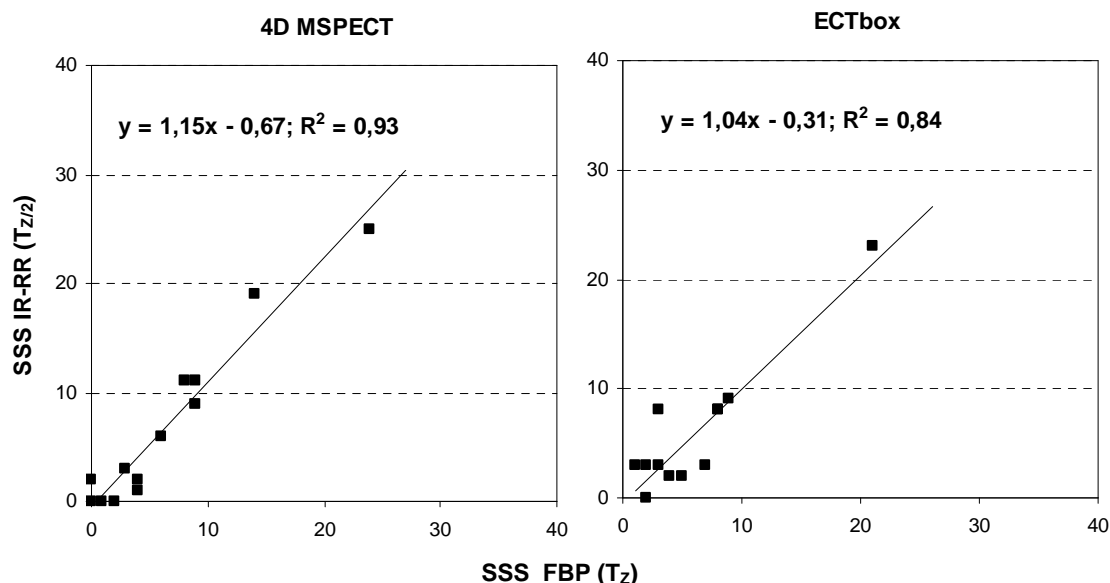
Obrázek 5.47: End-systolický objem (ESV) studií rekonstruovaných FBP (s časem T_K na projekci) a IR-RR (s časem $T_{K/2}$ na projekci) klidového vyšetření. Při vyhodnocení použity klinické aplikační programy 4D MSPECT a ECTbox.

KLIDOVÉ VYŠETŘENÍ



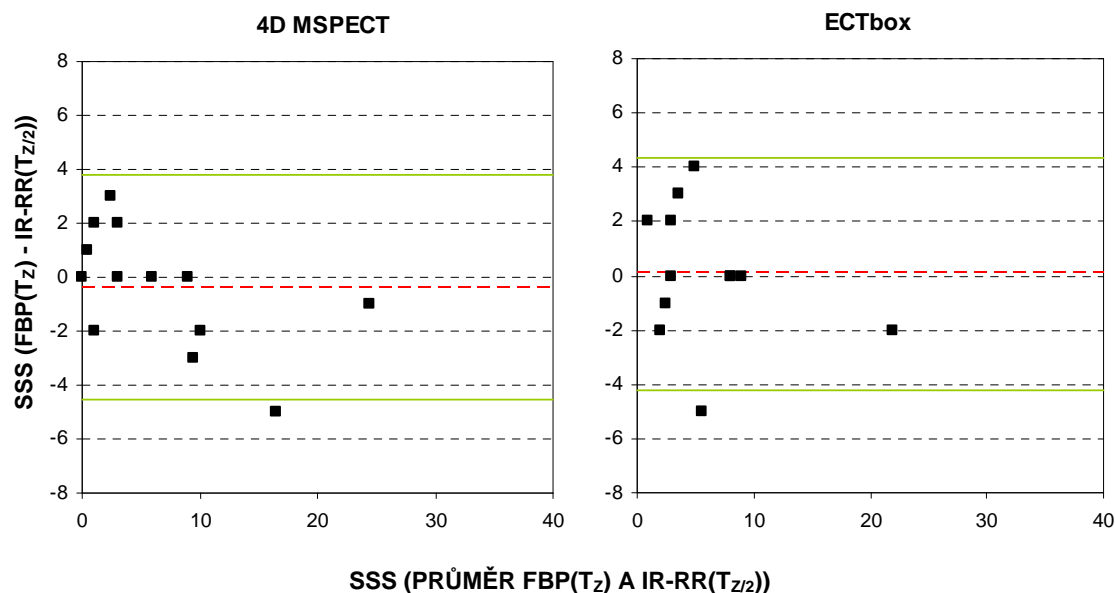
Obrázek 5.48: Bland-Altmanův graf end-systolického objemu (ESV) studií rekonstruovaných FBP (s časem T_K na projekci) a IR-RR (s časem $T_{K/2}$ na projekci) klidového vyšetření. Při vyhodnocení použity klinické aplikační programy 4D MSPECT a ECTbox. Přerušovaná čára (---) označuje průměr odchylek, plná čára (—) 2 směrodatné odchylky průměru.

ZÁTĚŽOVÉ VYŠETŘENÍ



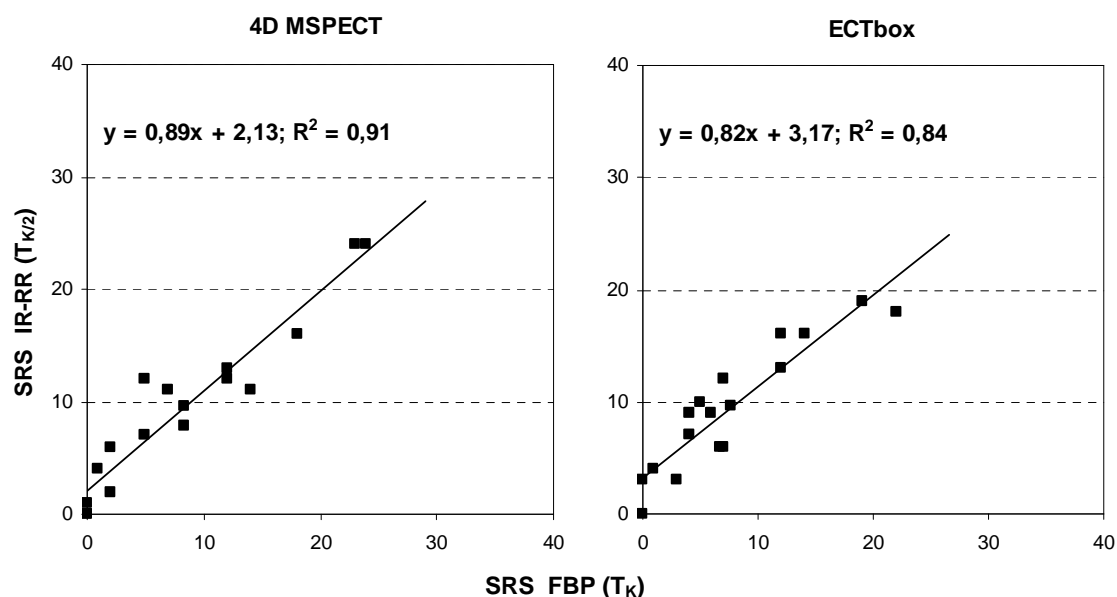
Obrázek 5.49: Sumační zátěžové skóre (SSS) studií rekonstruovaných FBP (s časem T_Z na projekci) a IR-RR (s časem $T_{Z/2}$ na projekci) zátěžového vyšetření. Při vyhodnocení použity klinické aplikační programy 4D MSPECTa ECTbox.

ZÁTĚŽOVÉ VYŠETŘENÍ



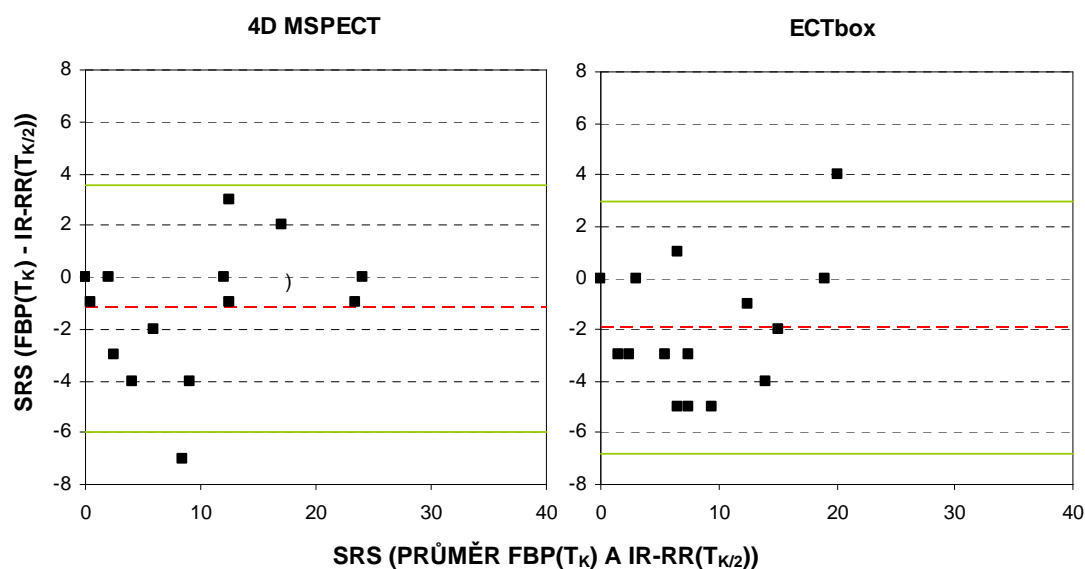
Obrázek 5.50: Bland-Altmanův graf sumační zátěžové skóre (SSS) studií rekonstruovaných FBP (s časem T_Z na projekci) a IR-RR (s časem $T_{Z/2}$ na projekci) zátěžového vyšetření. Při vyhodnocení použity klinické aplikační programy 4D MSPECT a ECTbox. Přerušovaná čára (---) označuje průměr odchylek, plná čára (—) 2 směrodatné odchylky průměru.

KLIDOVÉ VYŠETŘENÍ



Obrázek 5.51: Sumační klidové skóre (SRS) studií rekonstruovaných FBP (s časem T_K na projekci) a IR-RR (s časem $T_{K/2}$ na projekci) klidového vyšetření. Při vyhodnocení použity klinické aplikační programy 4D MSPECTa ECTbox.

KLIDOVÉ VYŠETŘENÍ



Obrázek 5.52: Bland-Altmanův graf sumačního klidového skóre (EF) studií rekonstruovaných FBP (s časem T_K na projekci) a IR-RR (s časem $T_{K/2}$ na projekci) klidového vyšetření. Při vyhodnocení použity klinické aplikační programy 4D MSPECT a ECTbox. Přerušovaná čára (---) označuje průměr odchylek, plná čára (—) 2 směrodatné odchylky průměru.

Kapitola 6: Diskuse

Výsledky získané rekonstrukcí IR-RR jsou zvlášť diskutovány pro fantomová měření a zvlášť pro klinická data. Fantomová měření jsou rozdělena na tři části – v první části je demonstrován vliv rekonstrukce IR-RR na kvalitu obrazu, v druhé části na reprodukci aktivity a ve třetí části je diskutován vliv post-rekonstrukčního filtru na kvalitu i kvantifikaci scintigrafického obrazu. Pro větší přehlednost je rekonstrukce OSEM použita jinými autory vždy označena jako OSEM, zatímco rekonstrukce OSEM použitá v této práci je označena jako IR.

6.1 Fantomové studie

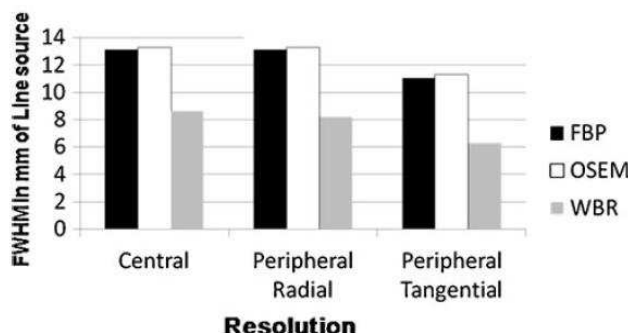
6.1.1 Kvalita obrazu

Vliv rekonstrukce IR-RR na kvalitu obrazu byl zjišťován pro parametry „prostorová rozlišovací schopnost“ a „kontrast obrazu“ (K_{ki}). Podle Hughesa [HUG12] má rekonstrukce IR-RR obdobný charakter algoritmu jako rekonstrukce WBR (Wide Beam Reconstruction). Z tohoto důvodu je možno výsledky fantomových měření předkládané práce porovnat právě s rekonstrukcí WBR.

Prostorová rozlišovací schopnost

Prostorová rozlišovací schopnost (FWHM i FWTM) byla měřena dle NEMA standardu pro dvě rozptylující prostředí - vzduch a vodu. Pro obě rozptylující prostředí bylo rekonstrukcí IR-RR (NC) v porovnání s IR (NC) dosaženo o 20 - 40% statisticky významných (na hladině významnosti $p = 0,05$) lepších hodnot prostorové rozlišovací schopnosti (a to jak FWHM tak FWTM). Zlepšení FWHM i FWTM nebylo v testovaném rozsahu ovlivněno dobou snímání projekcí, stejného zlepšení bylo dosaženo v čase 40s i 20s na projekci.

Měření FWHM s obdobným uspořádáním experimentu jako předkládaná práce (tříčárový fantom, rozptylující prostředí – voda) provedl Marcassa et al. [MAR11], který porovnal FWHM po rekonstrukcích WBR (NC), FBP (NC) a OSEM (NC) – viz obrázek 6.1. Hodnoty FWHM, které naměřil Marcassa u rekonstrukce FBP a OSEM jsou o 20-40% větší než hodnoty FWHM získané rekonstrukcí IR v této disertační práci. Důvodem rozdílných hodnot FWHM je použití většího poloměru kruhové dráhy (20 cm) a větší velikosti pixelu matice (3,4 mm), které Marcassa použil při měření, v porovnání s podmínkami experimentu předkládané práce - poloměr 15 cm a velikost pixelu 2,21 mm (se zvětšujícím se poloměrem rotace a větší velikostí pixelu matice se zhoršuje (zvyšuje) hodnota FWHM).



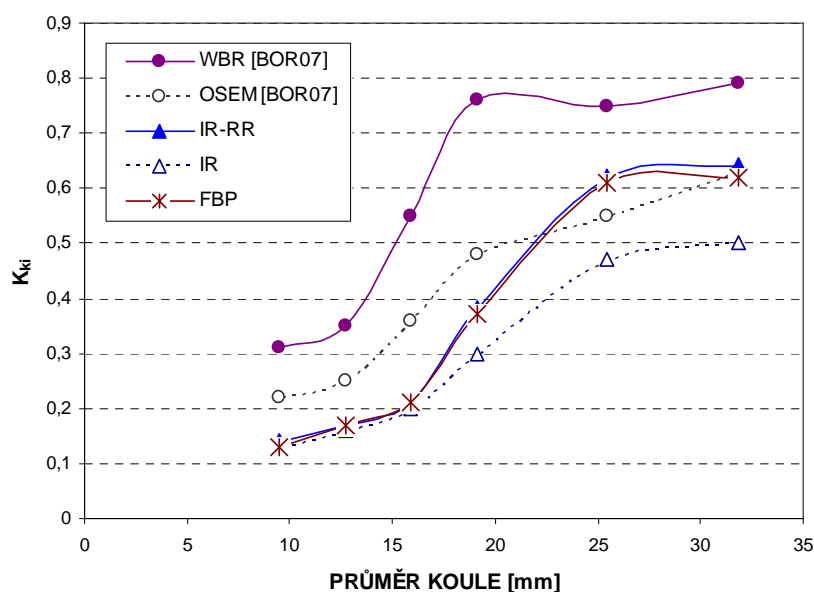
Obrázek 6.1: Prostorová rozlišovací schopnost FWHM v centrálním, radiálním a tangenciálním směru získaná rekonstrukcí FBP, OSEM a WBR [MAR11].

Z obrázku 6.1 je patrné, že Marcassa naměřil s WBR, v porovnání s FBP i OSEM, o cca 35% lepší FWHM v centrálním směru a o 40% v radiálním směru. Obdobné snížení FWHM v centrálním (o 34%) i v radiálním směru (o 45%) byly získány rekonstrukcí IR-RR v předkládané práci. V tangenciálním směru vykazuje IR-RR menší snížení FWHM (o 24%) než uvádí [MAR11] pro WBR (45%). Rozdílná hodnota snížení FWHM v tangenciálním směru předkládané práce a [MAR11] může být způsobena rozdílným zkreslením kruhového tvaru čárového zdroje v periferní oblasti fantomu na eliptický, což vede ke zhoršení FWHM (nebo-li se zvětší šířka profilu čárového zdroje). Toto zkreslení o různé velikosti pozoroval Knoll et al. [KNO12] i u jiných algoritmů s korekcí prostorové rozlišovací schopnosti kolimátoru (Flash3D firmy Siemens a Astonish firmy Philips).

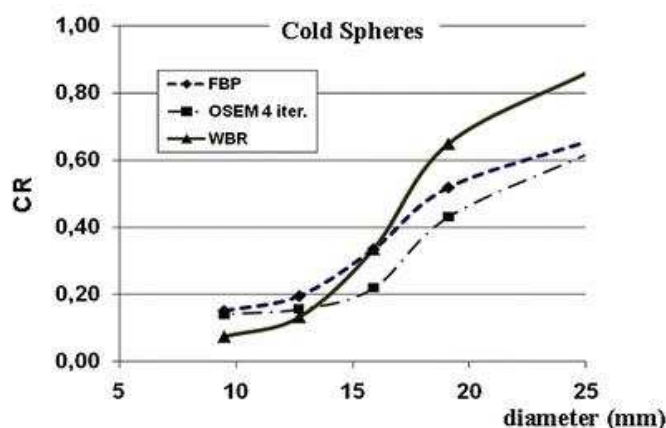
Kontrast objektu

Kontrast objektu K_{ki} (v této práci konkrétně dutých koulí o průměru 9.5, 13, 16, 19, 25 a 32 mm,) byl záměrně stanoven za podmínek co nejvíce se přibližujících klinické praxi snímání perfuzní scintigrafie myokardu. Především se jedná o stejné nastavení detektorů v 90° (vzájemné postavení ve tvaru L) a snímání v oblasti úhlu pouze 180° . Tyto parametry mají za následek horší kvalitu výsledného snímku v porovnání s „ideálním“ nastavením, které je běžné při testování dle NEMA standardu [NEM02] (tj. snímání v celém rozsahu 360° , menší poloměr rotace, menší velikost pixelu matice). Tyto aspekty je potřeba brát do úvahy při porovnání výsledků s ostatními pracemi, ve kterých bylo měření provedeno za jiných podmínek než je v klinické praxi perfuzní scintigrafie myokardu běžné.

Měření K_{ki} u rekonstrukce WBR (NC) se věnovali autoři Borges-Neto et al. [BOR07] a Marcassa et. al [MAR11]. Oba týmy měřili K_{ki} studených lézí (aktivita objektu je menší než aktivita okolí objektu). Hodnoty K_{ki} pro rekonstrukci WBR a OSEM uvedené v publikaci [BOR07] jsou na obrázku 6.2 zobrazeny s hodnotami K_{ki} získanými v rámci předkládané práce pro rekonstrukci IR-RR (NC) a IR (NC) u 0A studie. Výsledky [MAR11] jsou znázorněny na obrázku 6.3.



Obrázek 6.2: Kontrast koule K_{ki} v závislosti na průměru koule pro rekonstrukce WBR a OSEM (12 iterací a 10 výběrů projekcí) autorů Borges-Neto et al. [BOR07] a rekonstrukce IR-RR (12 iterací a 10 výběrů projekcí), IR (2 iterace a 10 výběrů projekcí) a FBP (studie 0A) naměřené v rámci této práce.

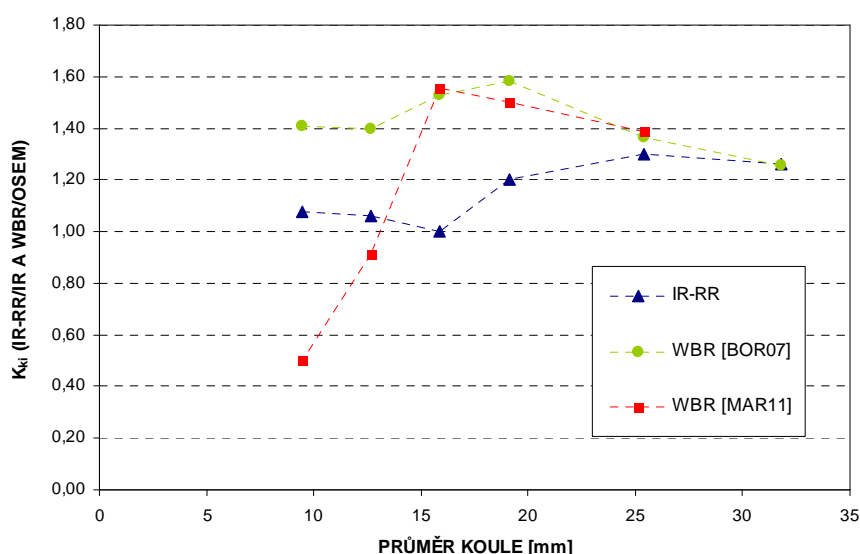


Obrázek 6.3: Kontrast koule (CR) studených lézí (aktivita koulí je menší než okolní aktivita) v závislosti na průměru koule pro rekonstrukce FBP, OSEM a WBR dle [MAR11].

Z obou obrázků je patrné, že u všech rekonstrukcí má průběh K_{ki} , v závislosti na průměru objektu, obdobný esovitý tvar. V případě obrázku 6.2 lze pozorovat, že průběh K_{ki} získaný rekonstrukcí IR v předkládané práci kopíruje tvarem průběh K_{ki} naměřený rekonstrukcí OSEM autorů [BOR07]. Křivky jsou však vůči sobě posunuty ve směru osy y. Hodnoty K_{ki} získané IR (předkládané práce) jsou v průměru o cca 30% nižší než hodnoty K_{ki} , které naměřil Borges-Neta u rekonstrukce OSEM.

Důvodem vyšších hodnot K_{ki} naměřených kolektivem [BOR07] mohou být rozdíly v jejich metodice měření oproti metodám použitým v této disertační práci. Zatímco [BOR07] stanovil počet impulzů koule z oblasti zájmu o velikosti rovnající se skutečnému průměru koule, což je ve shodě s metodikou předkládané práce (průměr koule stanoven z příslušného z CT snímku), metodika stanovení počtu impulzů pozadí se odlišuje. [BOR07] použil oblast zájmu pozadí o průměru rovnajícímu se příslušné kouli pro kterou byl kontrast stanoven. Nevýhoda tohoto řešení spočívá ve volbě umístění ROI pozadí (ve středu fantomu nebo na okraji fantomu apod.). Snahou předkládané práce byla zcela jasná metodika měření. Na druhé straně stanovením počtu impulzů pozadí z oblasti celého fantomu předkládané práce se získá menší počet impulzů na jeden voxel. Vlivem efektu částečného objemu budou mít voxely na hranici fantomu se vzduchem menší počet impulzů než je skutečný, zatímco v případě metodiky [BOR07] budou ve voxelech na okrajích oblasti pozadí zahrnuty i impulzy z okolního pozadí.

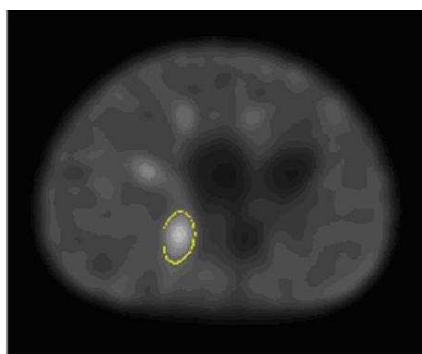
Vysvětlení vyšších hodnot kontrastu, které získal Marcassa et al. [MAR11] rekonstrukcí WBR a OSEM (obrázek 6.3) je obdobné. K výpočtu kontrastu použil Marcassa počet impulzů v oblasti koule o velikosti 50% jejího skutečného průměru. Počet impulzů v takto zmenšené ROI je tak jednoduše korigován na efekt částečného objemu [HUT98] - aktivita okolí neovlivňuje aktivitu v oblasti koule. Stejná metoda korekce efektu částečného objemu byla použita v předkládané práci ke kvantifikaci snímků (viz kapitola 4.2.2.1).



Obrázek 6.4: Poměr K_{ki} rekonstrukcí IR-RR/IR (předkládaná práce) a WBR/OSEM ([BOR07] a [MAR11]) v závislosti na průměru koule. Body jsou pro přehlednost spojeny.

Na obrázku 6.4 je znázorněn poměr hodnot kontrastu K_{ki} rekonstrukcí IR-RR a IR předkládané práce a rekonstrukcí WBR a OSEM autorů [BOR07] a [MAR11]. Z obrázku je patrné, že rekonstrukce s korekcí prostorové rozlišovací schopnosti kolimátoru (IR-RR i WBR) zvyšuje kontrast objektu v porovnání s běžnou rekonstrukcí OSEM (IR) až o několik desítek % a to v závislosti na velikosti objektu.

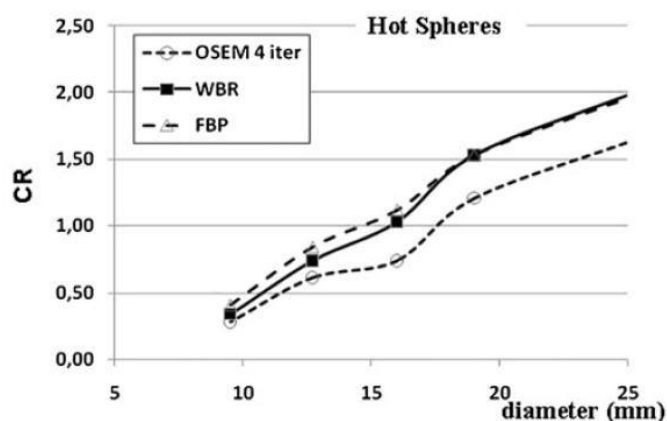
Vyšší hodnoty kontrastu, které byly rekonstrukcí WBR dosaženy v porovnání s rekonstrukcí IR-RR, mohlo způsobit rozdílné zkreslení kruhového tvaru na eliptický u objektů na okraji fantomu u jednotlivých rekonstrukcí, tak jak popisuje Knoll et al. [KNO12] – viz obrázek 6.5. Tito autoři naměřili u „horké léze“ (koule o průměru 22 mm) zkreslení lišící se u jednotlivých algoritmů s RR (Flash 3D, Astonish, IR-RR) až o 50%. V předkládané práci byly oblasti koulí voleny podle CT snímku fantomu a následně přeneseny do emisního snímku. Při vyhodnocení počtu impulzů ROI koule mohlo vést zkreslení kruhového tvaru na eliptický ke zvýšení počtu impulzů vůči skutečnosti (do vyznačené kruhové ROI koule přispěla okolní vyšší aktivita pozadí). Ačkoliv Knoll et al. [KNO12] naměřili zkreslení kruhového tvaru pouze u horkých lézí, není důvod se domnívat, že u studených lézí je zkreslení jiné.



Obrázek 6.5: Zkreslení tvaru kruhového objektu s poměrem objemových aktivit 4:1 po rekonstrukci s korekcí prostorové rozlišovací schopnosti kolimátoru [KNO12].

Rozdílné poměry hodnot K_{ki} koulí o průměru menším než 16 mm rekonstrukcí WBR vůči OSEM (viz obrázek 6.4) autorů [BOR07] a [MAR11] jsou zřejmě způsobeny rozdílnou metodikou stanovení počtu impulzů koule. Dle Marcassovy metodiky bylo pro stanovení aktivity koule použita pouze ROI polovičního průměru koule. U nejmenší koule (průměr 9,5 mm) a použité velikosti pixelu 3,4 mm pak Marcassa stanovil počet impulzů pouze z jednotek pixelů. To vede k vyšší citlivosti takového měření na fluktuace počtu impulzů v pixelech v porovnání s metodikou [BOR07] (velikost oblasti koule se rovná průměru koule).

V rámci předkládané práce nebyl pozorován statisticky významný rozdíl kontrastu koule mezi rekonstrukcí IR-RR a FBP (viz. obrázek 6.2). Naopak Marcassa et al. [MAR11] zaznamenal zvýšení kontrastu koule (do řádově 20%) u rekonstrukce WBR oproti rekonstrukci FBP (viz. obrázek 6.3) u studených lézí. U horkých lézí ale již dle [MAR11] rozdíl v hodnotách K_{ki} rekonstrukce WBR a FBP zjištěn nebyl (viz. obrázek 6.6). Příčinou stejného výsledku K_{ki} u FBP a IR-RR v předkládané práci je zřejmě fakt, že rekonstrukce FBP dává v jednoduchých experimentech (jako je právě fyzikální fantom) relativně dobrý výsledek [MAD07]. Je důležité zmínit, že každý typ algoritmu s RR je optimalizován v závislosti na předpokládaném použití a proto mohou tyto algoritmy dávat pro jeden typ měření odlišné výsledky. Tuto problematiku detailně zpracovali například Hughes a Celler [HUG12].



Obrázek 6.6: Kontrast koule (CR) horkých lézí (aktivita koulí je větší než okolní aktivita) v závislosti na průměru koule pro rekonstrukce FBP, OSEM a WBR dle [MAR11].

Z výsledků, které byly v rámci předkládané práce zjištěny, vyplývá, že u studených lézí bylo nejvyšších hodnot kontrastu koule dosaženo rekonstrukcí IR-RR (NC), resp. IR (NC). Přidání korekce AC však vedlo k výraznému snížení kontrastu koule, a to jak v IR-RR tak v IR. Došlo sice ke zvýšení počtu impulzů v pozadí (přibližně 4x), bohužel současně došlo i ke znatelně většímu zvýšení počtu impulzů v kouli (přibližně 6x). Přestože není získaný výsledek v souladu s jinými publikovanými měřeními [FAK00], je potřeba vzít v úvahu, že tato publikovaná měření byla realizována pouze na horkých, nikoli na studených lézích, u kterých se zřejmě nedokonalost v použité korekci AC více projeví.

6.1.2 Reprodukce aktivity

Je známo, že SPECT studie jsou negativně ovlivněny některými fyzikálními jevy, jako je například zeslabení fotonů a jejich rozptyl, parametry kolimátoru a vzdáleností objektu od kolimátoru. V dnešní době je již v běžné klinické praxi dostupná korekce na zeslabení a rozptyl. Rekonstrukce IR-RR poskytuje korekci prostorové rozlišovací schopnosti kolimátoru a s korekcí ACSC by mohla teoreticky vést k absolutní kvantifikaci SPECT snímků, podobně jako je možno provést u PET snímků. Proto bylo jedním z cílů předkládané práce zhodnocení vlivu rekonstrukce IR-RR na kvantifikaci SPECT studií.

V souladu s očekáváním byl bez korekce na zeslabení a rozptyl (NC) pro všechny kvantifikované objekty (s menší i větší aktivitou než činilo okolí) naměřen menší počet impulzů než je skutečný a to u rekonstrukce IR-RR i IR. Výjimkou zůstává případ studie OA, kde jsou pochopitelně naměřené hodnoty vždy větší než je skutečná aktivita 0 kBq/vx.

Z výsledků jednoznačně vyplývá, že použitím AC či ACSC korekce v rekonstrukci IR dochází k velkému podhodnocení naměřené aktivity vůči skutečné aktivitě a rekonstrukce IR je pro kvantifikaci objektů ve SPECT snímku nevhodná a to bez ohledu na to, zda je aktivita objektu větší nebo menší vůči aktivitě okolí objektu.

Při použití rekonstrukce IR-RR jsou výsledky kvantifikace s AC či ACSC rozdílné v závislosti na tom, zda je aktivita měřeného objektu vyšší (horké léze) nebo nižší (studené léze) než je aktivita okolí objektu.

Studené léze

U absolutní kvantifikace koulí (aktivita koule vyjádřena v kBq/vx), jejichž aktivita je menší než je aktivita okolí, dochází při použití korekce AC či ACSC v rekonstrukci IR-RR k velkému nadhodnocení měřené aktivity (vůči skutečné aktivitě) a to tím více, čím je průměr koule menší a čím větší je rozdíl mezi aktivitou koule a pozadí. To je způsobeno vlivem efektu částečného objemu, neboť počet impulzů u koulí o malém průměru je více ovlivněn aktivitou okolí než u koulí o velkém průměru.

Obdobná situace nastává u relativní kvantifikace (poměr počtu impulzů koule vůči pozadí), kde má použití korekce AC či ACSC v rekonstrukci IR-RR za následek také nadhodnocení relativní aktivity, které je ale tím větší čím větší je průměr koule (na rozdíl od absolutní kvantifikace, kde bylo nadhodnocení výraznější pro menší koule). V souladu s absolutní kvantifikací dochází i u relativní kvantifikace k většímu nadhodnocení v případě velkého rozdílu mezi aktivitou koule a pozadí.

Příčinou relativně velkého nadhodnocení měřené aktivity (relativně i absolutně) použitím AC či ACSC v rekonstrukci IR-RR u studených lézí, je zřejmě způsobeno nedokonalou korekcí AC, která se u studených lézí více projevuje v porovnání s horkými lézemi.

Horké léze

V případě kvantifikace objektů o větší aktivitě než je aktivita okolí (v této práci konkrétně stěna myokardu fyzikálního fantomu srdce), dochází při použití AC či ACSC v rekonstrukci IR-RR k podhodnocení měřené aktivity (o -31% v případě IR-RR (AC) a -35% v případě IR-RR (ACSC)).

Příčinou podhodnocení měřené aktivity ve fyzikálním fantomu srdce je s největší pravděpodobností malá tloušťka stěny myokardu fantomu (cca 10 mm). Ve snímku stěny proto dochází ke zmenšení počtu impulzů vlivem efektu částečného objemu, jehož jednoduchá korekce, která byla použita, je nedostatečná. Pro toto vysvětlení svědčí i fakt, že naměřená aktivita pozadí Jaszczakova fantomu (o průměru cca 20 cm) byla u rekonstrukce IR-RR (ACSC) jen o 4% větší než aktivita skutečná.

K obdobným výsledkům jako předkládaná práce dospěl u kvantifikace horkých lézí Hughes et al. [HUG12] ve svém experimentu s hrudním fyzikálním fantomem (fantom obsahoval objekty simulující srdce, plíce a páteř). Hughes kvantifikoval aktivitu ve stěně myokardu a tří lézí (s poměrem aktivity vůči okolí 6:1) různými algoritmy s korekcí prostorové rozlišovací schopnosti kolimátoru. Výsledná hodnota naměřené aktivity byla podle typu algoritmu o -24% až -38% menší než skutečná aktivita.

Další zpřesnění absolutní kvantifikace SPECT snímků myokardu je možné pouze v případě lepší korekce efektu částečného objemu. Zvýšením prostorové rozlišovací schopnosti SPECT snímku použitím rekonstrukce IR-RR se u objektů velkých rozměrů přiblíží naměřená aktivita skutečné aktivitě, ale naopak u malých objektů (jako je stěna myokardu o tloušťce cca 10 mm) se tato metoda korekce efektu částečného objemu jeví jako nedostatečná.

Jednou z možností zlepšení kvantifikace SPECT snímků je použití rekonstrukce IR-RR s větší velikostí obrazové matice, zvýšení běžně používaného rozměru 128x128 pixelů na 256x256 pixelů, případně i více. K tomu je ovšem třeba zvýšit počet detekovaných fotonů, neboť při zvětšení matice by došlo k nežádoucímu zvýšení šumu v obraze. Nové jednocelové kardiologické kamery s polovodičovými detektory nabízejí jak vyšší detekční účinnost zařízení, tak možné zmenšení obrazového pixelu. Pro další pokrok v absolutní kvantifikaci SPECT snímků je také nezbytné zvýšení výkonu výpočetních stanic pro zrychlení složitějších rekonstrukčních algoritmů. Již dnes trvá rekonstrukce myokardu pomocí IR-RR jednotky minut.

6.1.3 Vliv post-rekonstrukčního filtru

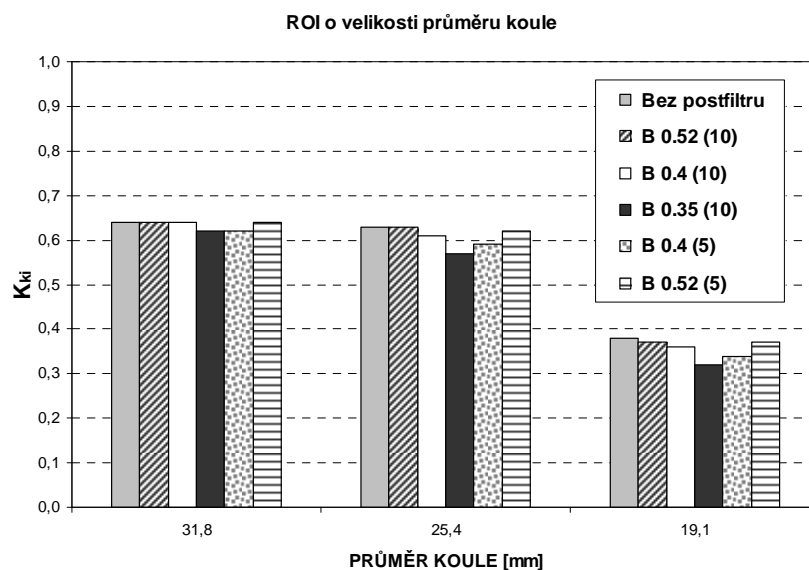
Z výsledků měření kontrastu koule (K_{ki}) v závislosti na použitém typu post-rekonstrukčního filtru Butterworth (3 různé mezní frekvence, 2 rozdílné řády) vyplynulo, že nemá konkrétní typ použitého filtru na hodnotu K_{ki} zásadní vliv, resp. naměřené rozdíly K_{ki} nebyly statisticky významné na hladině významnosti $p = 0,05$, a to jak u studie a malým, tak velkým počtem impulzů na projekci.

K poněkud odlišným závěrům dospěli Hutton a Lau [HUT98-2], kteří pro svůj experiment použili matematický fantom hrudníku. Na simulovaných datech zjišťovali vliv korekce CDR v iterativní rekonstrukci MLEM na kontrast stěny myokardu (horké léze). Tito autoři zjistili o něco vyšší hodnotu kontrastu (zvýšení z 0,69 na 0,75) u studií bez post-rekonstrukčního filtru vůči studiím s post-rekonstrukčním filtrem Butterworth s mezní frekvencí 0,4 cykl/cm a řádem 5. Nesoulad mezi výsledky [HUT98-2] a předkládané práce může být způsoben následující kombinací faktorů. Hutton a Lau [HUT98-2] použili odlišný způsob korekce RR v MLEM rekonstrukci, zatímco korekce RR předkládané práce je zahrnuta v rekonstrukci typu OSEM. Simulace dle [HUT98-2] je provedena na horkých lézích, zatímco výsledky předkládané práce jsou pro studené léze. Jak již bylo zmíněno výše, lze po rekonstrukci s RR získat odlišné výsledky u studených a horkých lézí (vyšší kontrast koule s WBR v porovnání s FBP u studených lézí, ale prakticky stejný kontrast koule u horkých lézí [MAR11]).

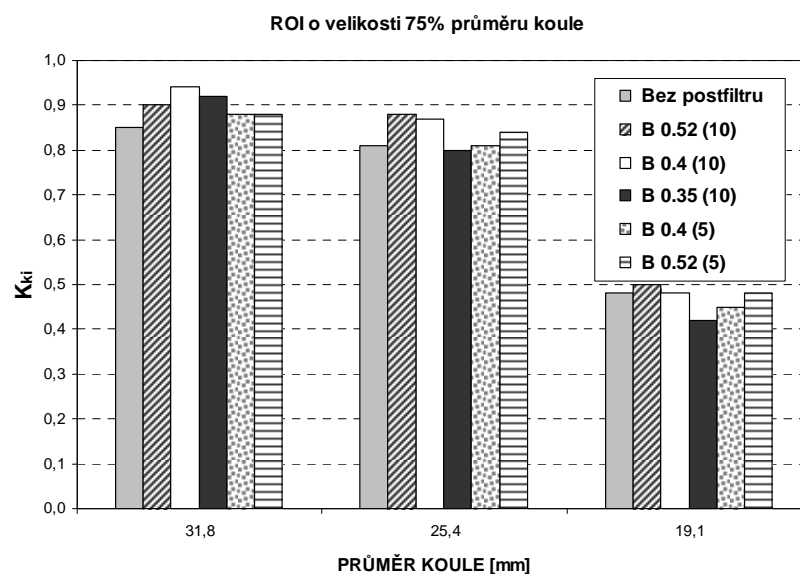
Při testování vlivu parametrů post-rekonstrukčního filtru B na kvantifikaci objektu byly, v porovnání s měřením kontrastu koule, dosaženy odlišné výsledky. U koulí o velkém průměru (25 a 32 mm) byl zaznamenán statisticky významný rozdíl mezi hodnotou $A_{MER,ki}$ dosaženou s post-rekonstrukčním filtrem B 0,4 (10) a ostatními typy filtrů (i bez použitého filtru). Naměřená aktivita koule byla samozřejmě vyšší než skutečná aktivita (skutečná aktivita byla nulová), nicméně použitím filtru B 0,4 (10) se hodnota nejvíce blížila nule (u koule 25 mm se nulové hodnotě ještě o něco více blížila rekonstrukce s filtrem B 0,52 (10)).

Naopak u objektu, jehož aktivita byla vyšší než aktivita koulí (konkrétně pozadí Jaszczakova fantomu), dochází k velkému podhodnocení naměřené aktivity (neboť nebyla použita korekce ACSC) a to bez ohledu na fakt, zda byl či nebyl použit post-rekonstrukční filtr. Hodnoty naměřené aktivity pozadí se nemění ani při změně parametrů filtru B. Toto je zřejmě způsobeno velkým rozměrem měřeného objektu, u kterého se již změna parametru použitého filtru B neprojeví.

Z výše uvedených skutečností se může zdát, že jsou závěry vlivů použitého post-rekonstrukčního filtru na kontrast a kvantifikaci objektu protichůdné. Je však třeba si uvědomit, že kontrast objektu byl vypočten z oblasti rovnající se průměru koule, zatímco počet impulzů na 1 voxel u kvantifikace byl zjišťován v oblasti menší. U koulí o velkém průměru (19, 25 a 32 mm) dávají rozdílné metodiky stanovení zájmové oblasti (ROI rovnající se průměru koule vs. ROI 75% průměru koule) rozdílný výsledek – viz obrázek 6.7 a 6.8. Z těchto obrázků vyplývá, že se při zmenšené velikosti ROI použitím filtru B 0,4 (10) skutečně dosáhne zlepšení kontrastu. Toto je v souladu např. s [MAR11] či [DEP09].



Obrázek 6.7: K_{ki} v závislosti na průměru koule a typu post-rekonstrukčního filtru u koule s ROI o velikosti rovnající se průměru koule.



Obrázek 6.8: K_{ki} v závislosti na průměru koule a typu post-rekonstrukčního filtru u koule s ROI o velikosti 75% průměru koule.

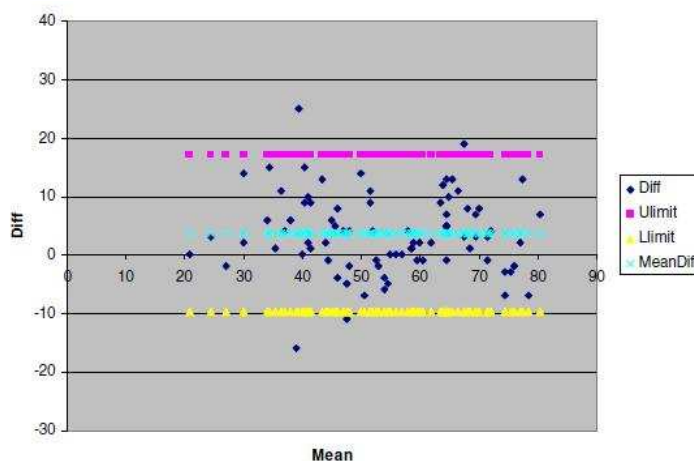
6.2 Klinické studie

V klinické části předkládané práce byly výsledky rekonstrukce IR-RR porovnány s výsledky FBP. Obě rekonstrukce byly provedeny bez korekce na zeslabení a rozptyl. V následujícím textu bude pro větší přehlednost označení NC vynecháno.

Ejekční frakce (EF)

Hodnoty EF ve studiích rekonstruovaných IR-RR jsou v dobré korelaci (min $R^2 = 0,83$) s hodnotami EF ve studiích rekonstruovaných FBP. Rozdíly mezi IR-RR a FBP nejsou statisticky významně odlišné (na hladině významnosti $p = 0,05$) a to při zátěžovém i klidovém vyšetření. Statisticky významné rozdíly EF nebyly zjištěny ani u studií s časem T_K a T_Z na projekci rekonstruované FBP a studií s časem T_{K2} a T_{Z2} na projekci rekonstruované IR-RR.

Obdobnou hodnotu korelace EF ($R^2 = 0,74$) u studií po rekonstrukci IR-RR a FBP prezentoval DePuey et al. [DEP08]. Tito autoři provedli porovnání studií s IR-RR a FBP u 156 pacientů při použití stejných akvizičních parametrů jako v předkládané práci ($T_Z = 20s$ a $T_K = 25s$ na projekci pro rekonstrukce FBP, $T_Z = 10s$ na projekci pro rekonstrukci IR-RR). Pro vyhodnocení použili [DEP08] dva klinické aplikační programy - MyometrixTM (GE Healthcare) a ECTbox. Dle [DEP08] byly zjištěny statisticky významně nižší ($p = 0,0001$) hodnoty EF u studií rekonstruovaných IR-RR v porovnání s rekonstrukcí FBP a je uváděna průměrná odchylka EF studií po rekonstrukci FBP a IR-RR jako 3,56% - viz obrázek 6.7. (V předkládané práci byla naměřena odchylka EF cca 2%).



Obrázek 6.7: Rozdílový Bland-Altmanův graf EF studií po rekonstrukci FBP ($T_Z = 20s$ na projekci) a IR-RR ($T_Z = 10s$ na projekci) [DEP08].

Důvodem proč DePuey et al. naměřil, na rozdíl od výsledků v předkládané práci, statisticky významný rozdíl EF u IR-RR vůči FBP může být použití jiného klinického aplikačního programu k vyhodnocení studií. DePuey [DEP08] zjistil, že rozdíly mezi hodnotami EF, které vypočítají jednotlivé programy jsou statisticky významné. Programy se liší ve způsobu vyhodnocení (např. metoda detekce hran myokardu apod.) a tak může ve výsledném počtu impulzů nastat rozdíl podle toho, jak který program definuje oblasti, které jsou „citlivé“ např. na efekt částečného objemu apod.

Korelaci $R^2 = 0,88$ pro zátěžové a $R^2 = 0,92$ klidové vyšetření hodnot EF studií po rekonstrukci FBP a WBR naměřil Marcassa et al. [MAR11]. Tito autoři mezi hodnotami EF studií s časem 20s na projekci rekonstruované FBP a studiemi s časem 10s na projekci rekonstruované WBR nezjistili statisticky významný rozdíl. Obdobný výsledek byl prezentován v publikaci [BOR07].

End-diastolický (EDV) a end-systolický (ESV) objem

Vysoké hodnoty koeficientu determinace (min $R^2 = 0,94$) ukazují na dobrou korelaci hodnot EDV a ESV studií rekonstruovaných IR-RR a FBP. Mezi těmito hodnotami (EDV a ESV) byl však zjištěn statisticky významný rozdíl (na hladině významnosti $p = 0,05$) a to při zátěžovém i klidovém vyšetření bez ohledu na použitý aplikační program či použitý čas na jednu projekci. Průměrná odchylka mezi IR-RR a FBP dosahuje max. hodnoty 9,7 ml u EDV a 4,8 ml u ESV a je v přímé shodě s ostatními publikacemi např. [ARM12], [BOR07].

Obdobné závěry publikoval DePuey et al. [DEP08]. Hodnoty EDV a ESV rekonstruované FBP a IR-RR vykazují dobrou shodu ($R^2 = 0,89$ pro EDV a $R^2 = 0,91$ pro ESV), nicméně jsou statisticky významně rozdílné ($p = 7,3 \cdot 10^{-13}$ u EDV, $p = 0,002$ u ESV). Statisticky významné rozdíly v hodnotách EDV i ESV naměřili i jiní autoři. Armstrong et al. [ARM12] zjistil statisticky významný rozdíl hodnot EDV i ESV mezi IR-RR a OSEM, ale vzhledem k velikosti průměrné odchylky (3 ml) označuje tento rozdíl, z praktického hlediska, za málo významný. Borges-Neto [BOR07] zjistil mezi hodnotami EDV a ESV s FBP a WBR vysokou korelaci, ale průměrné odchylky v rozdílovém Bland-Altmanově grafu (8,5 ml EDV a 3,3 ml ESV) ukazují na statisticky významně vyšší hodnoty EDV a ESV studií rekonstruovaných WBR.

Rozdílné hodnoty EDV a ESV při použití různých rekonstrukcí lze vysvětlit obdobně jako v případě EF. Při automatickém hodnocení programem ovlivní rekonstrukce s RR, v porovnání s FBP, definici stěny myokardu. Shodné vysvětlení publikoval Ali et al. [ALI09]. Ten naměřil u studií rekonstruovaných IR-RR statisticky významné zvýšení (o 4%) průměrné hodnoty TID (z angl. transient ischemic dilatation, tranzitorní ischemická dilatace levé komory), vypočtené z EDV a ESV, v porovnání s rekonstrukcí IR.

SSS a SRS skóre

Mezi studii rekonstruovanými IR-RR a FBP byla pro parametry SSS a SRS skóre nalezena vysoká korelace ($R^2 = 0,91 - 0,99$) u studií se stejným časem na projekci. O něco menší korelaci ($R^2 = 0,84 - 0,93$) vykazují studie s rozdílným časem na projekci (studie s T_Z a T_K na projekci rekonstruované FBP, studie s T_{Z2} a T_{K2} rekonstruované IR-RR). Hodnoty SSS a SRS studií rekonstruované IR-RR jsou vždy vyšší než hodnoty rekonstruované FBP. To platí jak v případě stejného tak i rozdílného času na projekci. Statisticky významný rozdíl (na hladině významnosti $p = 0,05$) byl zjištěn pouze v případě SRS (průměrná hodnota SRS studií rekonstruované IR-RR s časem T_{K2} na projekci je o 25% vyšší než u studií s FBP 14% s časem T_K).

Porovnáním hodnot SSS a SRS (rekonstruovaných FBP a IR-RR), studií nasnímaných za stejný a rozdílný čas na projekci, lze konstatovat, že u studií s menším časem na projekci (T_{Z2} a T_{K2}) došlo ke snížení korelace a zvětšení rozdílů mezi výsledky po rekonstrukci FBP a IR-RR.

Naopak statisticky nevýznamný rozdíl SSS a SRS, mezi IR-RR s časem T_{Z2} a IR s časem T_Z , publikovali autoři [VAL09], [ALI09] a [ARM12]. Ti ke stanovení SSS a SRS shodně použili subjektivní vizuální hodnocení studií nejméně dvou lékařů, zatímco v předkládané práci bylo použito automatické stanovení SSS a SRS porovnáním s normálovou databází jednotlivých aplikačních programů (4D MSPECT a ECTbox). Předkládaná práce si však nekladla za cíl stanovit diagnózu u studií rekonstruovaných IR-RR, ale posoudit, zda snížení doby na projekci s následnou rekonstrukcí IR-RR má vliv na kvantitativní hodnocení studií.

Kapitola 9: Závěr

Cílem předkládané práce bylo posoudit přínos korekce prostorové rozlišovací schopnosti kolimátoru v iterativní rekonstrukci (IR-RR) na kvalitu perfuzní scintigrafie myokardu. U fantomových studií byl zjišťován vliv IR-RR na kvalitu obrazu a kvantifikaci SPECT studií. Dále byl studován vliv změny parametrů post-rekonstrukčního filtru v IR-RR. V klinických studiích byly měřeny funkční parametry levé komory srdeční (ejekční frakce – EF, end-diastolický objem – EDV a end-systolický objem – ESV), sumační zátěžové skóre (SSS) a sumační klidové skóre (SRS) v závislosti na typu rekonstrukce (FBP a IR-RR) a času snímání.

Na základě výsledků fantomových studií je možno formulovat následující závěry:

- Rekonstrukce IR-RR vede ke zlepšení prostorové rozlišovací schopnosti (FWHM i FWTM) SPECT snímků až o 40 % v porovnání s rekonstrukcí IR. Zlepšení FWHM i FWTM nebylo v testovaném rozsahu ovlivněno dobou snímání projekcí.
- Snímky studených lézí (jejichž aktivita je menší než aktivita okolí) rekonstruované IR-RR vykazují vyšší kontrast objektu v porovnání s rekonstrukcí IR, a to bez ohledu na to, zda byla či nebyla použita korekce na zeslabení (AC) nebo korekce na zeslabení a rozptyl (ACSC). Zvýšení kontrastu bylo pozorováno pouze u objektů větších rozměrů (nad 19 mm), u objektů menších rozměrů (16 mm a méně) již rekonstrukce IR-RR dosahuje stejných výsledků jako rekonstrukce IR. Zvýšení kontrastu objektu použitím IR-RR v porovnání s FBP nebylo v testovaném rozsahu (studie 0A) prokázáno.
- Korekce na zeslabení i korekce na zeslabení a rozptyl v rekonstrukci IR-RR i IR vede u studených lézí k nižšímu kontrastu objektu v porovnání s rekonstrukcí bez korekce na zeslabení či rozptyl.
- Rekonstrukci IR bez korekce vlivu prostorové rozlišovací schopnosti kolimátoru (OSEM) nelze použít ke kvantifikaci studených lézí, a to ani v případě použití korekce na zeslabení IR (AC) nebo korekce na zeslabení i rozptyl IR (ACSC).
- Rekonstrukce IR-RR (AC) i IR-RR (ACSC) vykazují u studených lézí malých rozměrů (méně než 16 mm) značně vyšší měřenou aktivitu vůči aktivitě skutečné, ale se zvětšujícím se rozměrem se skutečné aktivitě přibližuje. Naopak u horkých lézí malých rozměrů rekonstrukce IR-RR (ACSC) vykazuje nižší měřenou aktivitu.

- Vliv post-rekonstrukčního filtru na kontrast objektu nebyl při zvolené metodice prokázán. Na druhé straně u kvantifikace studených lézí dosahuje post-rekonstrukční filtr Butterworth 0,4 (10), v porovnání s ostatními zkoumanými filtry, významně lepších výsledků.

Výsledky klinických studií lze shrnout takto:

- Vysoká korelace (mezi FBP a IR-RR) byla zjištěna u všech testovaných funkčních parametrů levé komory srdeční a SSS i SRS.
- U EDV a ESV byly nalezeny statisticky významně nižší hodnoty s IR-RR než s FBP a to bez ohledu na použitý čas snímání. U EF statisticky významné rozdíly naměřeny nebyly.
- Studie s menším časem na projekci (T_{Z2} a T_{K2}) rekonstruované IR-RR vykazují menší shodu (menší koeficient determinace R^2) a zvětšení rozdílů SSS i SRS vůči studiím s časem běžně používaným v klinické praxi a rekonstruovaným FBP.
- Pro snížení času vyšetření, resp. dávky pacienta, je nutné zvýšit počet detekovaných fotonů. To zřejmě není možné u stávajících SPECT kamer s běžnými scintilačními detektory, ale zavedením modernějšího typu detektoru (např. polovodičového), případně jiným způsobem kolimace.

Vzhledem k uvedeným výsledkům předkládané práce byla zformulována následující doporučení použití rekonstrukce IR-RR v klinické praxi:

- K hodnocení defektu ve stěně myokardu lze doporučit současné použití rekonstrukcí IR-RR (NC) i IR-RR (ACSC) a oba výsledky porovnat. Zatímco IR-RR (NC) vede k vyššímu kontrastu objektu, rekonstrukce IR-RR (ACSC) poskytuje „reálnější“ snímek.
- Při stávajících parametrech snímání je pro dosažení optimální kvality snímku vhodné používat stávající čas na jednu projekci (20s pro zátěžové, 25s pro klidové vyšetření).
- V opodstatněných případech (např. kdy pacienti nejsou schopni bez pohybu nasnímat celou studii) se lze držet doporučení [ARM12] a snížit čas na jednu projekci maximálně o 30%.
- U studií rekonstruovaných IR-RR je doporučeno použít post-rekonstrukční filtr Butterworth s mezní frekvencí 0,4 cykl/cm a řádem 10 a to pro zátěžové i klidové vyšetření a bez ohledu na aplikovanou aktivitu.

- Ačkoliv poskytuje rekonstrukce IR-RR zvýšením prostorové rozlišovací schopnosti SPECT snímků korekci na efekt částečného objemu, vykazuje nejednoznačné chování.
- V případě kvantifikace SPECT snímků rekonstruovaných IR-RR (ACSC) je žádoucí nasnímat fyzikální fantom, který se co nejvíce blíží skutečné situaci (rozměry, počet impulzů v projekci), a za podmínek identických při vyšetření. Na tomto fantomu je nutno si ověřit možnou kvantifikaci objektu.

Literatura

- [ALI09] Ali I, Ruddy TD, Almgrahi A, Anstett FG, Wells RG: *Half-time SPECT myocardial perfusion imaging with attenuation correction*, J. Nucl. Med., 2009; 50:554-562.
- [ARM12] Armstrong IS, Arumugam P, James JM, Tonge CM, Lawson RS: *Reduced-count myocardial perfusion SPECT with resolution recovery*, Nucl. Med. Commun., 2012; 33:121-129.
- [BAI98] Bailey DL: *Transmission scanning in emission tomography*, Eur. J. Nucl. Med., 1998; 25:774-787.
- [BLA03] Bland JM, Altman DG: *Applying the right statistics:analyse of measurement studies*, Ultrasound Obstest Gynecol., 2003; 22:85-93.
- [BLK96] Blankespoor SC, Xu X, Kaiki K et al: *Attenuation correction of SPECT using X-ray CT on an emission-transmission CT system: myocardial perfusion assessmet*, IEEE Trans. Nucl. Sci., 1996; 43:2263-2274.
- [BLO73] Bloch P, Sanders T: *Reduction of the effects of scattered radiation on a sodium iodide imaging system*, J. Nucl. Med., 1973; 14:67-72.
- [BOCH00] Bocher M, Balan A, Krausz Y et al: *Gamma camera-mounted anatomical x-ray tomography: technology, system characteristics and first images*, Eur. J. Nucl. Med., 2000; 27:619-627.
- [BOM12] Bombardieri E, Frangos S et al: *Nuclear Medicine: Fusing the Ideas of Democritus and Hippocrates, 25 years of the EANM*, EANM, Vienna, Austria, ISBN 978 3 902 785 08-4.
- [BOR07] Borges-Neto S, Pagnanelli RA, Shaw LK, Honeycutt E, Schwartz SC, Adams GL, et al: *Clinical results of a novel wide beam reconstruction method for shortening scan time of Tc-99m cardiac SPECT perfusion studies*, J. Nucl. Cardiol., 2007; 14:555-65.
- [BRU02] Bruyant PP: *Analytic and iterative reconstruction algorithms in SPECT*, J. Nucl. Med., 2002; 43:1343-1358.

- [BUV94] Buvat I, Benali H, Todd-Pokropek A, Paola RD: *Scatter correction in scintigraphy: the state of the art*, Eur. J. Nucl. Med., 1994; 21:675-694.
- [CHE03] Cherry SR, Sorenson JA, Phelps ME: *Physics in nuclear medicine*, third edition, Saunders, Philadelphia, 2003, ISBN 0-7216-8341-X.
- [DEP07] DePuey EG, Gadiraju R, Anstett: *OSEM and WBR half-time gated myocardial perfusion SPECT: a comparison to filtered backprojection*, J. Nucl. Med., 2007; 48:237P.
- [DEP08] DePuey EG, Gadiraju R, Clark J, Thompson L, Anstett F, Schwarz: *Ordered subset expectation maximization and wide beam reconstruction „half-time „gated myocardial perfusion SPECT functional imaging: A comparison to „full-time“ filtered backprojection*, J. Nucl. Cardiol., 2008; 15:547-563.
- [DEP09] DePuey EG, Bommireddipalli S, Clark J, Thompson L, Rour Y: *Wide beam reconstruction „quarter-time“ gated myocardial perfusion SPECT functional imaging: a comparison to „full-time“ ordered subset expectation maximum*. J. Nucl. Cardiol., 2009; 16:736-752.
- [DRA83] Drastich A: *Zobrazovací systémy v lékařství*, skriptá VUT v Brně, SNTL, Praha, 1983.
- [EDH86] Edhom PR, Lewitt RM, Lindholm B: *Novel properties of the Fourier decomposition of the sinogram*, Proc. SPIE, 1986; 671:8-18.
- [FAH99] Fakhri GE, Buvat I, Benali H, Todd-Pokropek A, Paola RD: *Relative Impact of Scatter, Collimator Response, Attenuation and Finite Spatial Resolution Correction in Cardiac SPECT*, J. Nucl. Med., 2000; 41:14000-1408.
- [FRE02] Frey EC, Wang WT et al: *Combination of MCNP and SimSET for Monte Carlo simulation of SPECT with medium and high energy photons*, IEEE Trans. Nucl. Sci., 2002; 49:668-674.
- [FRE06] Frey EC, Tsui BMW: *Collimator-Detector Response Compensation in SPECT*, Quantitative analysis in nuclear medicine imaging, Springer, 2006; ISBN 0-387-23854-9.
- [GEW00] Geworski L, Knoop OB, Cabrejas L, Knapp WH, Muny DL: *Recovery correction for quantitation in emission tomography: a feasibility study*, Eur. J. Nucl. Med., 2000; 27(2):161-169.

- [GIM12] Gimelli A, Bottai M, Genovesi D, Giorgetti A, Di Martino F, Marzullo P: *High diagnostic accuracy of low/dose gated-SPECT with solid-state ultrafast detectors: preliminary clinical results*, Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging, 2012; 39:83-90.
- [HEN06] Henkin RE et al: *Nuclear Medicine*, 2nd edition, volume 1, Mosby Elsevier, Philadelphia, 2006; ISBN 0-323-02898-5.
- [HES05] Hesse B. et al: *EANM/ESC procedural guidelines for myocardial perfusion imaging in nuclear kardiology*, Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging, 2005; 32:855–897.
- [HOF79] Hoffman EJ, Huang SC, Phelps ME: *Quantification in positron emission computed tomography, 1. Effect of object size*, J. Comput. Assist. Tomogr., 1979; 3:299-308.
- [HUD94] Hudson HM, Larkin RS: *Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data*, IEEE Trans. Med. Imaging, 1994; 13(4):601-609.
- [HUG12] Hughes T, Celler A: *A multivendor phantom study comparing the image quality produced from three state-of-the-art SPECT-CT systems*, Nucl. Med. Com., 2012; 33:663-670.
- [HUT98] Hutton BF, Osiecki A: *Correction of partial volume effects in myocardial SPECT*, J. Nucl. Cardiol., 1998; 5:402-413.
- [HUT98-2] Hutton BF, Lau YH: *Application of distance-dependent resolution compensation and post-reconstruction filtering for myocardial SPECT*, Phys. Med. Biol., 1998; 43:1679-1693.
- [JAS84] Jaszczak RJ, Greer KL, Floyd CE et al: *Improved SPECT quantification using compensation for scattered photons*, J. Nucl. Med., 1984; 25:893-900.
- [KAL97] Kalki K, Blankespoor SC, Brown JK et al: *Myocardial perfusion imaging with a combined x-ray CT and SPECT system*, J. Nucl. Med., 1997; 38:1535-1540.
- [KAM03] Kamínek M, Mysliveček M, Hušák V: *Kvantitativní hodnocení myokardiální perfuze, funkce a viability pomocí jednofotonové emisní výpočetní tomografie*, Interv. Akut. Kardiol., 2003; 2:190-197.
- [KES84] Kessler RM, Ellis JR, Eden M: *Analysis of emission tomographic scan data: limitations imposed by resolution and background*, J. Comput. Assist. Tomogr., 1984; 8:514-522.

- [KIA98] Kinahan PE, Tonwsend DW, Beyer T: *Attenuation correction for a combined 3D PET/CT scanner*, Med. Phys., 1998; 25:2046-2053.
- [KIA03] Kinahan PE, Hasegawa BH, Beyer T: *X-ray based attenuation correction for positron emission tomography/computed tomography scanners*, Semin. Nucl. Med., 2003; 33:166-179.
- [KIN83] King MA, Doherty PW, Swinger RB et al: *A Wiener filter for nuclear medicine images*, Med. Phys., 1983; 10:876-880.
- [KIN84] King MA, Swinger RB, Doherty PW et al: *Two-dimensional filtering of SPECT images using the Metz and Wiener filters*, J. Nucl. Med., 1984; 25:1234-1240.
- [KIN88] King MA, Pennez BC, Glick SJ: *An image-dependent Metz filter for nuclear medicine images*, J. Nucl. Med., 1988; 29:1980-1989.
- [KIN92] King MA, Hademenos GJ, Glick SJ: *A dual-photopeak window method for scatter correction*, J. Nucl. Med., 1992; 33:605-6012.
- [KIN04] King MA, Glick SJ, Pretorius PH, et al.: *Attenuation, scatter and spatial resolution compensation in SPECT*, Emission Tomography: The Fundamentals of SPECT and PET, 1st ed. Sand Diego, CA: Elsevier, 2004; 473 -498.
- [KNO12] Knoll P, Kotalova D, Kochle G, Kuzelka I, Minear G, Mirzaei S, Samal M, Zadrazil L, Bergmann H: *Comparison of advanced iterative reconstruction methods for SPECT/CT*, Z. Med. Phys., 2012; 22:58-69.
- [KOH98] Kohli V, King MA, Glick S, Pan TS: *Comparison of frequency-distance relationship and Gaussian-diffusion-based methods of compensation for distance-dependent spatial resolution in SPECT imaging*, Phys. Med. Biol., 1998; 1025-1037.
- [KOR91] Koral KF, Buchbinder S, Clinthorne NH, et al: *Influence of region of interest selection on the scatter multiplier required for quantification in dual-window Compton correction*, J. Nucl. Med., 1991; 32:186.
- [KUP07] Kupka K, Kubinyi J, Šámal M, a kol: *Nukleární medicína*, učební texty, P3K, Příbram 2007; ISBN 978-80-903584-9-2.
- [LAN84] Lange K, Carson R: *EM reconstruction algorithms for emission and transmission tomography*, J. Comput. Assist. Tomogr., 1984; 8:306-316.

- [MAD07] Madsen MT: *Recent advances in SPECT imaging*, J. Nucl. Med., 2007; 48:661-673.
- [MAN06] manuál Infinia-/Hawkeye GE Healthcare: User's Guide, 2006.
- [MAR11] Marcassa C, Campini R, Zoccarato O, Calya P: *Wide beam reconstruction for half-dose or half-time cardiac gated SPECT acquisitions: optimization of resources and reduction in radiation exposure*, Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging, 2011; 38(3): 499-508.
- [MCC91] McCarthy AW, Miller MI: *Maximum-likelihood SPECT in clinical computation times using mesh-connected parallel computers*, IEEE Trans. Med. Imaging, 1991; 10:426-436.
- [MET80] Metz CE: *The geometric transfer function component for scintillation camera collimators with straight parallel holes*, Phys. Med. Biol., 1980; 25:1059-1070.
- [MOS93] Moses W, Derenzo S: *Empirical observation of resolution degradation in positron emission tomography utilizing block detectors*, [abstract], J. Nucl. Med., 1993; 34(suppl):101P.
- [MYS00] Mysliveček M, Hušák V, Koranda P: *Nukleární medicína I*, Univerzita Palackého v Olomouci, Olomouc 2000; ISBN 80-244-0081-2.
- [NEM01] NEMA Standard publication NU-1 2001: *Performance measurements of scintillations cameras*, National Electrical Manufacturers Association, 2001.
- [NIC09] Nichols KJ, Van Tosh A, Palestro CHJ: *Prospects for advancing nuclear cardiology by means of new detector designs*, J. Nucl. Cardiol., 2009; 16:691-696.
- [OGA91] Ogawa K, Harata Y, Ichihara T et al: *A practical method for position-dependent Compton scattered correction in single photon emission CT*, IEEE Trans. Med. Imaging, 1991; 10:408-412.
- [RAD17] Radon J: *On the determination of functions from their integrals along certain manifolds* [in German], Math. Phys. Klass., 1917; 69:262-277.
- [RIE78] Riederer SJ, Pelc NJ, Chesler DA: *Noise power spectrum in computed x-ray tomography*, Phys. Med. Biol., 1978; 23:446-454.

- [ROB79] Robinson PJ, Kreel L: *Pulmonary tissue attenuation with computed tomography: comparison of inspiration and expiration scans*, J. Comput. Assist. Tomogr., 1979; 3:740-748.
- [SED83] Šeda J. a kol.: *Dozimetrie ionizujícího záření*, SNTL, Praha, 1983.
- [SHE82] Shep LA, Vardi Y: *Maximum likelihood reconstruction for emission tomography*, IEEE Trans. Med. Imaging, 1982; M1-1:113-122.
- [SLO09] Slomka PJ, Patton JA, Berman DS, Germano G: *Advances in technical aspects of myocardial perfusion SPECT imaging*, J. Nucl. Cardiol., 2009; 16:255-276.
- [SOR02] Soret M, Riddell C, Hapdey S, Buvat I: *Biases affecting the measurements of tumor to background activity ratio in PET*, IEEE Trans. Nucl. Sci., 2002; 49:2112-2118.
- [SOR07] Soret M, Bacharach SL, Buvat I: *Partial-volume effect in PET tumor imaging*, J. Nucl. Med., 2007; 48:932-945.
- [SOS93] Sossi V, Buckley KR, Snow BJ: *Recovery of the human striatal signal in a slice oriented positron emission tomograph*, J. Nucl. Med., 1993; 34:481-487.
- [SUJ99] Doporučení SÚJB: *Systém zabezpečení jakosti na pracovištích nukleární medicíny - přístrojová technika*, SÚJB Ústav jaderných informací Zbraslav, Praha, 1999.
- [TRA11] Travin MI: *Cardiac cameras*, Semin. Nucl. Med., 2011; 41:182-201.
- [TSU88] Tsui BMW, Hu HB, Gilland DR et al: *Implementation of simultaneous attenuation and detector response correction in SPECT*, IEEE Trans. Nucl. Sci., 1988; 35:778-783.
- [TUN92] Tung CH, Gullbert GT, Zeng GL et, Christian PE, Datz FL, Morgan HT: *Non uniform attenuation correction using simultaneous transmission and emission converging tomography*, IEEE Trans. Nucl. Sci., 1992; 39:1134-1143.
- [VAL10] Valenta I, Trezer V, Husmann L, Gaemperli O, Schindler MJ et al: *New reconstruction algorithm allows shortened acquisition time for myocardial perfusion SPECT*, Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging, 2010; 37:750-757.
- [VRI90] De Vries DJ, Moore SC, Zimmerman RE et al: *Development and validation of a Monte Carlo simulation of photon transport in an Anger camera*, IEEE Trans. Med. Imaging, 1990; 9:430-438.

- [WAL97] Wallis JW, Miller TR: *An optimal rotator for iterative reconstruction*, IEEE Trans. Med. Imaging 1997; 16:118-122.
- [WIL08] Willowson K, Bailey DL, Baldock C: *Quantitative SPECT reconstruction using CT-derived corrections*, Phys. Med. Biol., 2008; 53:3009-3112.
- [WWW01] <http://www.lf.upol.cz/menu/struktura-lf/kliniky/klinika-nuklearni-mediciny/pedagogicka-cinnost/fyzikalni-zaklady-zobrazovani-v-nuklearni-medicine-a-radiacni-ochrana/> (převzato 15.4.2011).
- [WWW02] <http://www.ultraspect.com/TechPerforamnce> (převzato 17.3.2012).
- [WWW03] <http://www.biomed.com/nuclear-medicine/products> (převzato 7.5.2012).
- [WWW04] <http://www.medicalexpo.com/prod/siemens-ag-healthcare-sector/spect-gamma-cameras-for-cardiac-imaging-70075-430765.html> (převzato 7.5.2012).
- [WWW05] http://medgadget.com/2005/12/dspect_cardiac.html (převzato 7.5.2012).
- [WWW06] http://www3.gehealthcare.com.au/en-AU/Products/Categories/Nuclear_Medicine/Cardiac_Cameras/Discovery_NM570c (převzato 7.5.2012).
- [YAN90] Yanch JC, Flower MA, Webb S: *Improved quantification of radionuclide uptake using deconvolution and windowed subtraction techniques for scatter compensation in single photon emission computed tomography*, Med. Phys., 1990; 17:1011-1022.
- [ZAI03] Zaidi H, Hasegawa B: *Determination of the attenuation map in emission tomography*, J. Nucl. Med., 2003; 44(2):291-315.
- [ZAI04] Zaidi H, Koral KF: *Scatter modelling and compensation in emission tomography*, Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging, 2004; 31:761-782.
- [ZAI06] Zaidi H: *Quantitative analysis in nuclear medicine imaging*, Springer, 2006; ISBN 0-387-23854-9.
- [ZEN92] Zeng GL, Gullberg GT: *Frequency domain implementation of the three dimensional geometric point source correction in SPECT imaging*, IEEE Trans. Nucl. Sci., 1992; 39:1444-1453.
- [ZEN98] Zeng GL, Gullberg GT, Bai C, et al: *Iterative reconstruction of fluorine-18 SPECT using geometric point response correction*, J. Nucl. Med., 1998; 39:124-130.